

FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO

Análise Numérica da Interface Osso – Cimento na
Artroplastia da Anca

Cláudia Raquel Nabais

Licenciada em Engenharia Química
Pela Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

Dissertação submetida para satisfação parcial dos
requisitos do grau de mestre
em
Engenharia Biomédica

Dissertação realizada sob a supervisão de
Professor Doutor Rui Miranda Guedes,
do Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial
da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
e do
Professor Doutor José António de Oliveira Simões,
do Departamento de Engenharia Mecânica
da Universidade de Aveiro

Porto, Dezembro de 2006

Ao Luís e aos meus pais, com amor.

Resumo

Factores mecânicos e biológicos contribuem decisivamente para o sucesso da artroplastia total da anca. A laxação asséptica tem sido identificada como a responsável pela maioria das revisões e pelo insucesso a longo prazo da prótese cimentada, representando a fixação da haste ao osso circundante uma das variáveis mais significativas na equação do sucesso ou insucesso da artroplastia total da anca. A fixação da haste ao osso tem sido, portanto, objecto de vários trabalhos de investigação e desenvolvimento.

Na artroplastia cimentada, as fracturas do cimento e da interface cimento-implante têm sido observadas em próteses de pacientes falecidos ou em radiografias clínicas. As falências das próteses cimentadas têm um significado clínico importante, sendo especulado que a rotura da fixação de hastes cimentadas resulta, sobretudo, de factores mecânicos e tem início no descolamento da haste do cimento, provocando também a fractura do manto de cimento. No que diz respeito à prótese cimentada, a geometria da haste e a textura da superfície são factores cruciais que afectam sobremaneira o seu desempenho clínico. O atrito na interface cimento-implante altera a intensidade e a orientação das tensões desenvolvidas no manto de cimento, influenciando a fixação da prótese e a relaxação viscoelástica das tensões no cimento. Como hipótese, sugere-se que, devido ao comportamento viscoelástico dos materiais em questão, estes induzam migração do implante, resultando numa nova distribuição das tensões na interface cimento-implante. Têm sido levadas a cabo algumas tentativas para reduzir o risco de laxação da prótese por melhoramento da interface cimento-implante através da utilização de hastes pré-revestidas de cimento, superfícies rugosas da haste e hastes completamente porosas, existindo alguma controvérsia no que diz respeito ao projecto óptimo da prótese cimentada (i.e., acabamento da superfície e tipo de geometria).

Neste trabalho, é proposta uma análise por elementos finitos, incorporando modelos matemáticos do comportamento viscoelástico do cimento e do osso trabecular de forma a avaliar as consequências mecânicas a longo prazo de uma nova prótese de anca cimentada. Também a análise numérica da interface cimento-osso foi objecto de estudo, tendo-se avaliado as diferentes condições de ligação na mesma.

Os resultados obtidos mostram, com clareza, que a introdução de comportamento viscoelástico dos materiais origina alterações na distribuição das principais variáveis de campo, i.e., tensões e deformações. A análise da interface cimento-osso revelou que a definição da mesma com modelos de atrito, sem inclusão de elementos de interface, produz resultados menos correctos.

Abstract

Mechanical and biological factors have a great deal of influence in the success of total hip replacement procedures. Aseptic loosening has been identified as the main responsible for revision procedures and long-term failure of cemented prosthesis. Stem-bone fixation as also been identified as one of the most important variables in the success of total hip arthroplasty procedures and several research works are being made in this direction.

Cement cracks and stem-cement interface failure are frequently observed in clinical X-rays or in deceased patients with implants. Cemented prosthesis failure is of extreme relevance and it has been speculated that the failure of cemented stems is the result of mechanical factors and is originated by the loosening of the stem from the cement, causing the cement mantle failure too.

Implant geometries and surface finish have been recognized to have important effects on cemented implants performance. Stem-cement friction affects the state of stresses in the cement mantle, altering the implant fixation and the viscoelastic relaxation of stresses in the cement.

It is suggested that the introduction of viscoelastic behaviour induces implant migration and alters the state of stresses and strains in the system. Several studies are being developed in order to reduce the risk of aseptic loosening by improving the stem-cement interface (e.g. pre-coated stems, textured stems, porous stems) however the optimal conditions for a cemented implant are still topic of discussions.

A finite element analysis, which incorporates the viscoelastic behaviour of cement and trabecular bone, is proposed in this work in order to evaluate the long-term mechanical consequences of a new hip implant. A numerical analysis of the bone-cement interface was also performed in order to evaluate the best model to describe the interaction between the materials.

Results suggest that the viscoelastic behaviour of cement and trabecular bone alters the state of stresses and strains of the cemented implant. Also, the finite element analysis of bone-cement interface indicates that friction contact, without any kind of interface elements, produces less accurate results.

Agradecimentos

Gostaria de expressar a minha gratidão a algumas pessoas que, directa ou indirectamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Ao projecto POCTI/EME/44644/2002 – *Non-linear finite element analysis of a novel cemented hip prosthesis incorporating experimental viscoelastic properties of cement and cancellous bone*, financiado pela Fundação para a Ciência e Tecnologia.

Ao Professor Doutor Rui Miranda Guedes e Professor Doutor José António Simões que me acompanharam e orientaram de forma exímia durante a realização deste trabalho. Desejo exprimir-lhes a minha gratidão e amizade pelo esforço, dedicação, apoio e estímulo que me proporcionaram. Em particular, gostaria de agradecer toda a paciência em me transmitir conhecimentos acerca de uma área que me era totalmente desconhecida até então.

Ao Professor Doutor Mário Vaz, responsável pelo Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental, agradeço o apoio manifestado ao longo do trabalho e também a disponibilidade dos meios existentes no LOME.

Ao Professor Doutor José Joaquim Lopes Morais, da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, agradeço o apoio e a disponibilidade com que me acolheu em Vila Real e também a disponibilidade dos meios existentes na UTAD.

Ao grupo de Biomecânica da Universidade de Aveiro agradeço todo o apoio, em particular ao Professor Doutor António Ramos pelos conhecimentos transmitidos e ao Engenheiro Pedro Atalaia pela boa disposição e disponibilidade com que colaborou neste trabalho, nomeadamente, na maquinaria dos provetes.

Ao Professor Doutor João Folgado e Professor Doutor Paulo Fernandes, do Instituto Superior Técnico, por todo o apoio e dedicação prestados aquando da minha estadia em Lisboa. Em particular, pelo apoio incondicional durante a minha presença na conferência ECCM2006 e pela boa disposição com que me rodearam, desejo exprimir-lhes a minha gratidão e amizade.

Ao Professor Doutor Abel Trigo Cabral pela disponibilidade em me guiar durante o procedimento cirúrgico de uma artroplastia cimentada da anca.

Ao Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial pela forma como me acolheu no seio da sua enorme família.

A todos os meus amigos e colegas de trabalho do LOME, o meu mais sincero obrigado por tudo. Agradeço, em particular, ao Engenheiro Nuno Ramos pela ajuda incondicional e boa disposição com que me prenda todos os dias.

Aos meus colegas de mestrado, pela amizade.

Aos meus colegas de almoço, obrigado por toda a boa disposição. Não existem palavras suficientes para descrever as fantásticas horas de almoço.

À Teresa, obrigado por tudo.

Ao Luís, pelo apoio incondicional, ânimo e compreensão, desejo exprimir os meus mais profundos agradecimentos. Por todas as horas disponibilizadas durante a revisão desta dissertação e por todas as horas vagas, muito obrigado amor.

Gostaria também de agradecer à minha família pelo carinho com que sempre me rodearam e pelo ânimo e apoio que me transmitiram ao longo do trabalho.

“FE simulations (...) have the capacity to perform several tests with the same model and produce any relevant stress, strain or relative motion variable desired. In most cases it is practically impossible to assess these variables experimentally.”

(Verdonschot et al.)

Índice

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Estrutura do Osso	1
1.2	Análise Biomecânica do Osso	2
1.3	Propriedades do Osso	3
1.3.1	Propriedades Estruturais e Propriedades Materiais do Osso Trabecular	4
1.3.2	Densidade do Osso Trabecular	4
1.3.3	Anisotropia e Heterogeneidade do Osso Trabecular	5
1.3.4	Comportamento do Osso Trabecular à Compressão	5
1.3.5	Comportamento Viscoelástico do Osso Trabecular	7
1.3.6	Dano	12
1.3.7	Fadiga	16
1.4	Referências	18
2	ARTROPLASTIA DA ANCA	22
2.1	A necessidade da substituição da articulação	22
2.2	Artroplastia cimentada da anca	22
2.2.1	Factores que contribuem para o desempenho funcional da artroplastia da anca	23
2.3	Prótese cimentada: zonas vulneráveis	26
2.3.1	Cimento Ósseo	26
2.3.2	Interface Implante-Cimento	29
2.3.3	Interface Cimento-Osso	30
2.4	Referências	33

3	ESTUDO EXPERIMENTAL	37
3.1	Determinação do Tempo de Descongelamento de Provete de Osso Trabecular Bovino	37
3.1.1	Modelo teórico para previsão do perfil de descongelamento do osso trabecular bovino	38
3.1.2	Determinação do tempo de descongelamento de osso trabecular bovino	42
3.1.3	Efeito da geometria e do volume dos provetes no tempo de descongelamento	45
3.1.4	Efeito da temperatura de congelamento dos provetes no tempo de descongelamento	47
3.1.5	Efeito da densidade dos provetes no tempo de descongelamento	48
3.1.6	Efeito das condições de descongelamento	49
3.1.7	Análise Numérica do Perfil de Descongelamento	49
3.1.8	Conclusões	51
3.2	Comportamento do Osso Trabecular em Compressão	52
3.2.1	Determinação das propriedades mecânicas do osso trabecular humano	52
3.2.2	Determinação das propriedades viscoelásticas do osso trabecular humano	58
3.2.3	Análise Óptica do Comportamento do Osso Trabecular Humano em Compressão	64
3.2.4	Conclusões	72
3.3	Referências	74
4	ANÁLISE NUMÉRICA DE MODELOS DE PRÓTESES CIMENTADAS	79
4.1	Propriedades dos Materiais	79
4.1.1	Propriedades do Implante	80
4.1.2	Propriedades do Cimento Ósseo	80
4.1.3	Propriedades do Osso Trabecular	85
4.1.4	Propriedades do Osso Cortical	86
4.1.5	Interfaces implante-cimento-osso trabecular-osso cortical	86

4.1.6	Condições de Carregamento	87
4.1.7	Condições Fronteira	89
4.2	Modelo de Elementos Finitos 2D	90
4.2.1	Geometria do Modelo	90
4.2.2	Resultados	92
4.3	Modelo de Elementos Finitos 3D	100
4.3.1	Geometria do Modelo	100
4.3.2	Resultados	101
4.4	Conclusões	108
4.5	Referências	110
5	INTERFACE CIMENTO-OSSO	115
5.1	Contacto definido por fixação das superfícies de contacto	116
5.2	Contacto definido por fricção entre as superfícies	116
5.3	Contacto definido por elementos de interface	117
5.4	Análise numérica da interface cimento-osso	117
5.4.1	Geometria do modelo	118
5.4.2	Propriedades dos materiais	118
5.4.3	Propriedades da interface	118
5.4.4	Análise dos diferentes métodos de interacção entre os materiais	120
5.4.5	Resposta da interface a solicitações à tracção e ao corte	123
5.5	Conclusões	125
5.6	Referências	126
6	CONCLUSÕES FINAIS E FUTUROS DESENVOLVIMENTOS	128

Índice de Figuras

Figura 1-1 – Níveis hierárquicos da estrutura do osso	1
Figura 1-2 – Curva típica de tensão-deformação	3
Figura 1-3 – Curva típica de um teste de relaxação	9
Figura 1-4 – Curva típica de um teste de fluência	9
Figura 1-5 – Curva típica do comportamento de fluência dos materiais	10
Figura 1-6 – Modelos viscoelásticos de Maxwell (esquerda) e Voigt (direita)	10
Figura 1-7 – Modelo viscoelástico de 3 parâmetros	11
Figura 1-8 – Modelo viscoelástico de 4 parâmetros	11
Figura 1-9 – Taxa de crescimento de massa óssea com a idade do indivíduo	12
Figura 1-10 – Osso cortical exibindo microroturas lineares	13
Figura 1-11 – Osso cortical exibindo dano difuso	14
Figura 1-12 – Comportamento do osso trabecular vertebral humano num ciclo de carregamento- descarga-recarregamento	14
Figura 2-1 – Imagem radiográfica da articulação da anca de um paciente de 48 anos antes (esquerda) e após (direita) a substituição por uma prótese de anca	22
Figura 2-2 – Ilustração do procedimento durante a realização de uma artroplastia da anca	23
Figura 2-3 – Laxação asséptica no (a) componente femoral e no (b) componente acetabular	24
Figura 2-4 – As sete regiões femorais e três regiões acetabulares descritas por Gruen e Delee	25
Figura 2-5 – Ilustração do fenómeno de osteólise observado num RX	25
Figura 2-6 – Fissuras com origem: (a) na interface do osso trabecular, (b) em ambas as interfaces e (c) na haste metálica	26

Figura 2-7 – Cimento ósseo danificado por fadiga	27
Figura 2-8 – Manto de cimento ósseo: (a) sem microporosidade visível e (b) com elevada densidade de microporos	27
Figura 2-9 – Efeito da descentralização da prótese na heterogeneidade do manto de cimento ósseo	28
Figura 2-10 – Manto de cimento ósseo: (a) uniforme e (b) não-uniforme	28
Figura 2-11 – Fractura do cimento em redor da extremidade distal do componente femoral	29
Figura 3-1 – Sistema de coordenadas aplicado ao paralelepípedo	39
Figura 3-2 – Geometrias dos provetes de osso trabecular bovino estudadas	42
Figura 3-3 – Isolamento do termopar no centro do provete	43
Figura 3-4 – Resultados experimentais e teóricos para um provete cúbico	44
Figura 3-5 – Efeito da geometria e do volume no processo de descongelamento	46
Figura 3-6 – Efeito da temperatura de congelamento no perfil de temperatura	47
Figura 3-7 – Distribuição do tempo de descongelamento de acordo com a geometria e a temperatura de congelamento	47
Figura 3-8 – Distribuição do tempo de descongelamento de acordo com a geometria e a densidade dos provetes	48
Figura 3-9 – Efeito do ambiente de descongelamento no tempo de descongelamento	49
Figura 3-10 – Descongelamento de provetes de osso trabecular bovino obtido por análise de elementos finitos	50
Figura 3-11 – Perfil de temperatura, obtido numericamente, para diferentes locais do provete	50
Figura 3-12 – Perfil de descongelamento de provetes de osso trabecular bovino, para as abordagens experimental, matemática e numérica	50
Figura 3-13 – Cabeças femorais obtidas para os testes de compressão	52
Figura 3-14 – Montagem experimental utilizada para os testes de compressão	53

Figura 3-15 – Curva de tensão-deformação obtida a partir de um teste de compressão uniaxial não-destrutivo (Ensaio I)	53
Figura 3-16 – Curva de tensão-deformação obtida a partir de um teste de compressão uniaxial destrutivo (Ensaio II)	54
Figura 3-17 – Relação entre o módulo elástico obtido a partir dos testes não-destrutivos e o módulo elástico obtido a partir dos testes destrutivos	55
Figura 3-18 – Relação entre o módulo elástico e a densidade dos provetes	56
Figura 3-19 – Distribuição do módulo elástico (MPa) de acordo com a posição anatômica, para a secção medial-lateral da cabeça femoral 1	57
Figura 3-20 – Relação entre a resistência à compressão e a densidade dos provetes	57
Figura 3-21 – Relação entre a resistência à compressão e o módulo elásticos dos provetes	58
Figura 3-22 – Relação entre a resistência à compressão, a densidade dos provetes e a velocidade de deformação	59
Figura 3-23 – Relação entre o módulo elástico, a densidade dos provetes e a velocidade de deformação	59
Figura 3-24 – Relação entre o tempo de colapso e a velocidade de deformação	60
Figura 3-25 – Processo de carregamento múltiplo	61
Figura 3-26 – Ajuste dos dados experimentais a uma série de Prony de 3 termos	62
Figura 3-27 – Ajuste linear aos dados experimentais registados durante um ensaio não-destrutivo	63
Figura 3-28 – Ajuste linear aos resultados experimentais registados durante um ensaio destrutivo	64
Figura 3-29 – Imagens adquiridas durante os testes de compressão	67
Figura 3-30 – Campo dos deslocamentos verticais	67
Figura 3-31 – Campo das deformações verticais	68
Figura 3-32 – Campo das deformações horizontais	68

Figura 3-33 – Irregularidades da superfície dos provetes	69
Figura 3-34 – Tensões e deformações determinadas pela análise de correlação e pelo deslocamento das placas de compressão (Caso I)	70
Figura 3-35 – Tensões e deformações determinadas pela análise de correlação e pelo deslocamento das placas de compressão (Caso II)	70
Figura 3-36 – Tensões e deformações determinadas pela análise de correlação e pelo deslocamento das placas de compressão (Caso III)	70
Figura 3-37 – Tensões e deformações determinadas pela análise de correlação e pelo deslocamento das placas de compressão (Caso IV)	71
Figura 3-38 – Tensões e deformações determinadas pela análise de correlação e pelo deslocamento das placas de compressão (Caso V)	71
Figura 3-39 – Fractura do provete de osso trabecular humano a 45°	72
Figura 4-1 – Deformação de fluência do cimento ósseo, obtida para $\sigma = 3, 15$ e 30 MPa.	81
Figura 4-2 – Comparação entre os dados de relaxação obtidos experimental e numericamente	82
Figura 4-3 – Distribuição das tensões de Von Mises, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita)	83
Figura 4-4 – Distribuição das tensões radiais, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita)	84
Figura 4-5 – Deformação máxima do material, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita)	84
Figura 4-6 – Distribuição das tensões de Von Mises, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita)	84
Figura 4-7 – Deformação máxima do material, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita)	85
Figura 4-8 – Deformação de fluência do osso trabecular, obtida para $\sigma = 3$ e 6 MPa	86

Figura 4-9 – Obtenção de forças de contacto da articulação e forças musculares a partir do programa HIP98	88
Figura 4-10 – Sistema de coordenadas utilizado para aplicação das forças	88
Figura 4-11 – Distribuição dos diferentes materiais nas configurações cimentada (esquerda) e não-cimentada (direita)	90
Figura 4-12 – Geometria do modelo 2D obtida a partir de um corte longitudinal a um modelo tridimensional	91
Figura 4-13 – Geometria do modelo 2D estudado	91
Figura 4-14 – Distribuição das tensões principais máximas no osso trabecular, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) dos materiais	92
Figura 4-15 – Distribuição das deformações principais máximas no osso trabecular, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) dos materiais	93
Figura 4-16 – Distribuição das tensões máximas principais no cimento ósseo, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) dos materiais	94
Figura 4-17 – Distribuição das deformações máximas principais no cimento ósseo, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) dos materiais	96
Figura 4-18 – Pressões de contacto na interface cimento-implante, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) dos materiais	97
Figura 4-19 – Análise da abertura de um nó da interface para o caso elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita)	98
Figura 4-20 – Tensões ao corte na interface cimento-implante, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) dos materiais	98
Figura 4-21 – Geometria do modelo 3D estudado	100
Figura 4-22 – Tensões de Von Mises no implante obtidas nos modelos tridimensional (esquerda) e bidimensional (direita)	101
Figura 4-23 – Distribuição das tensões de Von Mises no osso trabecular, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita)	102

Figura 4-24 – Distribuição das tensões de Von Mises, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) dos materiais	103
Figura 4-25 – Distribuição das deformações máximas principais, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) do cimento ósseo e do osso trabecular	104
Figura 4-26 – Distribuição das pressões de contacto (MPa) na interface cimento-implante, considerando comportamento elástico (superior) e viscoelástico (inferior) dos materiais	105
Figura 4-27 – Distribuição das tensões ao corte nas interfaces dos materiais, considerando comportamento elástico dos materiais	106
Figura 4-28 – Distribuição das tensões ao corte nas interfaces dos materiais, considerando comportamento viscoelástico dos materiais	107
Figura 5-1 – Resposta de duas vigas encastradas a diferentes tipos de ligação da interface	116
Figura 5-2 – Geometria do modelo bidimensional estudado	118
Figura 5-3 – Tensões de Von Mises considerando que não existe qualquer tipo de interacção entre os materiais	120
Figura 5-4 – Tensões de Von Mises, considerando fixação das superfícies de contacto, numa solicitação à tracção (esquerda) e à compressão (direita)	121
Figura 5-5 – Tensões de Von Mises para uma solicitação à tracção (esquerda) ou uma solicitação à compressão (direita) considerando fricção entre os materiais	121
Figura 5-6 – Tensões de Von Mises para uma solicitação à tracção (esquerda) ou uma solicitação à compressão (direita), utilizando elementos de interface	122
Figura 5-7 – Tensões de Von Mises para solicitações à tracção do cimento ósseo, considerando fricção entre os materiais (esquerda) e elementos de interface (direita)	123
Figura 5-8 – Tensões de Von Mises para solicitações ao corte do cimento ósseo, considerando fricção entre os materiais (esquerda) e elementos de interface (direita)	124

Índice de Tabelas

Tabela I – Propriedades do osso trabecular humano testado à compressão	6
Tabela II – Geometria, dimensões e tempos de descongelamento utilizados por vários autores	38
Tabela III – Geometria, volume e densidade dos provetes de osso trabecular bovino preparados	43
Tabela IV – Respostas experimental e teórica obtidas após 1 hora	45
Tabela V – Correlação entre a densidade dos provetes, a temperatura de congelamento, a geometria e o tempo de descongelamento	48
Tabela VI – Estimativa do módulo elástico a partir dos deslocamentos das placas de compressão e a partir da análise de correlação de imagem	71
Tabela VII – Módulos de relaxação determinados experimentalmente para provetes de cimento ósseo acrílico CMW TM -1	82
Tabela VIII – Teste de convergência da malha de elementos finitos	83
Tabela IX – Comparação das tensões máximas principais	95
Tabela X – Comparação das pressões de contacto na interface	97
Tabela XI – Comparação das tensões ao corte na interface	99
Tabela XII – Comparação das tensões de Von Mises no osso trabecular	102
Tabela XIII – Comparação das tensões de Von Mises no cimento ósseo	104
Tabela XIV – Comparação das pressões de contacto na interface cimento-implante	106
Tabela XV – Comparação das tensões ao corte na interface cimento-implante	107
Tabela XVI – Propriedades da interface cimento-osso determinadas experimentalmente por Mann et al.	119

Lista de Abreviaturas e Símbolos

a	Constante
A	Área
b	Constante
B	Constante
Bi	Número de <i>Biot</i>
PP	<i>Peso próprio</i>
c	Constante
C	Constante
c_f	Coefficiente de fricção
C_p	Capacidade calorífica
C_1	Constante
$C(r,t)$	Solução unidimensional para geometria cilíndrica
$C(u,v)$	Correlação normalizada entre duas imagens
$CUB10$	Provetes cúbicos com dimensão nominal de 10 mm
$CUB20$	Provetes cúbicos com dimensão nominal de 20 mm
CYL	Provetes cilíndricos
D	Diâmetro
E	Módulo de <i>Young</i>
$E(t)$	Função de relaxação
E_R	Módulo de referência do material
f	Porosidade
F	Força
F_{HF}	Força reactiva da articulação
Fo	Número de <i>Fourier</i>
FT	Temperatura de congelamento
$f(x,y)$	Intensidade da imagem
$f^*(x,y)$	Intensidade da imagem
G_{ci}	Energia de rotura
h	Coefficiente de transferência de calor por convecção
$h(\epsilon)$	Função não-linear da deformação
$J(t)$	Flexibilidade de fluência
k	Condutividade térmica
K	Constante elástica da mola

K'	Constante do material
K_{0i}	Redução na rigidez do material
L	Comprimento
L_c	Comprimento característico
L_0	Comprimento inicial
m	Constante do material
n	Parâmetro não-linear
N	Número de carregamentos
Nu	Número de <i>Nusselt</i>
PMMA	Poli (Metacrilato de Metilo)
Pr	Número de <i>Prandtl</i>
$P(x,t)$	Solução unidimensional para geometria rectangular
q_{int}	Quantidade de osso interdigitado com o cimento ósseo
r	Coordenada radial
R_{cond}	Resistência à condução
R_{conv}	Resistência à convecção
Ra	Número de <i>Rayleigh</i>
RECT20	Provetes rectangulares com dimensões 10 x 10 x 20 mm
RECT40	Provetes rectangulares com dimensões 10 x 15 x 40 mm
S_n	Constante
S_s	Constante
$S, MISES$	Tensões de Von Mises
t	Tempo
t_f	Tempo de rotura
t_{0i}	Resistência aparente da interface
T_{exp}	Temperatura medida experimentalmente
T_i	Temperatura inicial
T_{final}	Temperatura final
T_{teor}	Temperatura prevista pelo modelo teórico
T_∞	Temperatura ambiente
TC	Tensão de colapso
$T(x,t)$	Temperatura no ponto x , no instante de tempo t
u	Deslocamento
v	Deslocamento
x	Coordenada espacial
y	Coordenada espacial
Y	Variável independente

2D	Modelo a duas dimensões
3D	Modelo a três dimensões

Letras Gregas

α	Difusividade térmica
β	Parâmetro de ajuste
δ_{ci}	Deslocamento da interface
Δl	Variação do comprimento da amostra
ε	Deformação
ε_c	Deformação de fluência
$\dot{\varepsilon}$	Velocidade de deformação
γ	Parâmetro de ajuste
η	Constante viscosa da mola
ν	Coefficiente de <i>Poisson</i>
θ	Temperatura adimensional
θ	Ângulo de aplicação da carga
ρ	Densidade
σ	Tensão
σ_{ult}	Resistência à compressão
τ	Tempo
ω	Parâmetro não-linear
ξ_1	Constante

Lista de Unidades

kg	Quilograma
g	Grama
Km	Quilómetro
m	Metro
mm	Milímetro
μm	Micrómetro
m^2	Metro quadrado
m^3	Metro cúbico
cm^3	Centímetro cúbico
s	Segundo
h	Hora
μs	Microsegundo
N	Newton
MPa	Mega Pascal
GPa	Giga Pascal
J	Joule
W	Watt
°	Grau geométrico
° C	Grau centígrado
° K	Grau Kelvin
%	Porcentagem

Capítulo I

1 Introdução

Do ponto de vista estrutural, o osso é definido hierarquicamente a várias escalas que interagem para o correcto funcionamento de diversas funções mecânicas, biológicas e químicas. A sua estrutura organizada e irregular confere-lhe um carácter heterogéneo e anisotrópico. Fyhrie e Kimura (1999) apresentaram uma interpretação metabólica dos mecanismos subjacentes às adaptações do osso trabecular quando sujeito a solicitações mecânicas, referindo que a sua actividade celular progride, em parte, devido ao transporte de metabolitos entre o tecido ósseo trabecular e a medula óssea.

1.1 Estrutura do Osso

A arquitectura do osso é definida em 5 níveis hierárquicos: (1) macroestrutura, (2) microestrutura, (3) sub-microestrutura, (4) nanoestrutura e (5) sub-nanoestrutura (Figura 1-1).

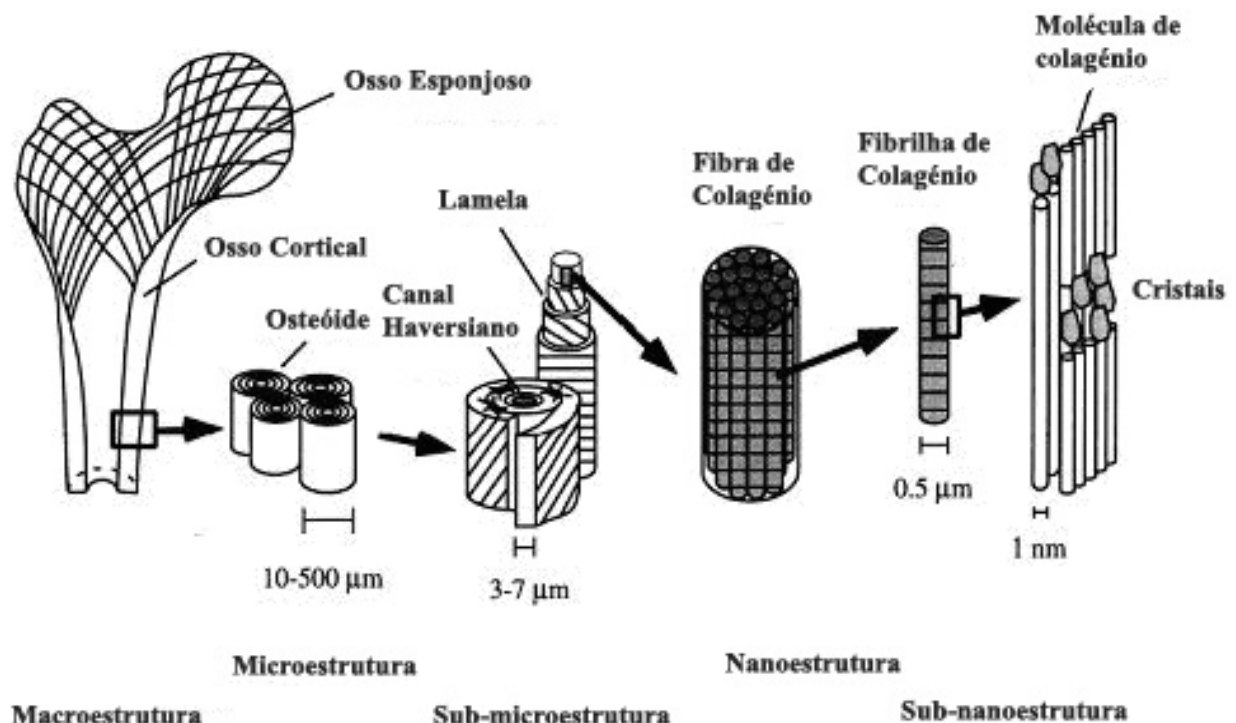


Figura 1-1 – Níveis hierárquicos da estrutura do osso (Adaptado de Rho et al., 1998)

Ao nível macroestrutural, o osso pode ser diferenciado em osso cortical (ou compacto) e osso trabecular (ou esponjoso). O osso cortical é composto por camadas lamelares dispostas quer em paralelo (estrutura plexiforme), quer orientadas radialmente com porosidade da ordem de 5-30%. O osso trabecular consiste numa estrutura porosa (30-90%) e é, de um modo geral, um tecido metabolicamente mais activo do que o osso cortical (Maciel, 2002; Carter e Hayes, 1977).

O osso trabecular está presente nos ossos achatados, ossos curtos e também nas epífises e metáfises dos ossos longos. A natureza porosa, definida pela estrutura trabecular, leva a que o comportamento mecânico deste tecido seja função quer das propriedades que lhe são intrínsecas quer da estrutura que o define. As propriedades mecânicas do osso trabecular são determinadas por um conjunto de factores (e.g. densidade aparente, conteúdo mineral, ligação inter – trabecular e localização anatómica). As trabéculas cercam espaços tridimensionais interligados, abertos e porosos, resultando num material sólido do tipo celular, estando os poros preenchidos com medula óssea e com células.

A microestrutura trabecular é orientada de tal forma que existe uma direcção tendencial ao longo da qual a resistência mecânica e a rigidez são superiores, conferindo ao osso trabecular anisotropia das propriedades mecânicas (Keaveny et al., 2001).

Ainda que ambos sejam facilmente diferenciados pelo grau de porosidade ou pela densidade, a verdadeira diferenciação entre o osso compacto e o osso trabecular é feita a partir da avaliação histológica da microestrutura do tecido. A microestrutura do osso trabecular é constituída por convoluções sinuosas e irregulares de lamelas enquanto que a do osso cortical é constituída por lamelas cilíndricas regulares. A unidade estrutural do osso compacto é designada por sistema de *Havers* e encontra-se orientada longitudinalmente na direcção do eixo longo do osso. O canal de *Havers* é o eixo central do sistema em redor do qual se dispõem concentricamente as lamelas e contém vasos e nervos que suprem as necessidades metabólicas das células ósseas, comunicando com outros sistemas de *Havers* e com o perióstio por intermédio de canais transversais – canais de *Volkman* (Espanha, 2004).

1.2 Análise Biomecânica do Osso

Os ossos, sendo estruturas rígidas dos membros, suportam forças potencialmente deformadoras, geradas pela gravidade e pela contracção muscular. A aplicação de uma carga externa a um tecido biológico leva a que este produza uma resposta mecânica a essa carga. A reacção de um tecido à aplicação de uma carga mecânica depende de vários factores, salientando-se por um lado, a composição histoquímica do tecido, a forma e o tamanho da estrutura e, por outro lado, as características específicas da carga, i.e., a intensidade, a direcção, a frequência e a duração da aplicação (Espanha, 2004).

Os conceitos de tensão e deformação são fundamentais no entendimento da biomecânica do osso.

Define-se tensão como uma força por unidade de área:

$$\sigma = \frac{F}{A}, \quad (1)$$

e deformação como a variação percentual no comprimento original da amostra:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{L_0} \quad (2)$$

A relação entre a tensão aplicada ao osso e consequente deformação é frequentemente apresentada em termos de gráficos de tensão-deformação. A curva de tensão-deformação pode ser dividida em duas regiões distintas: uma região elástica e uma região plástica ou elasto-plástica (Figura 1-2).

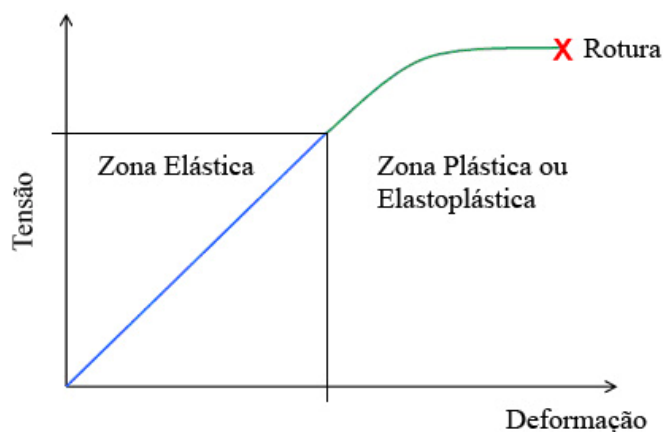


Figura 1-2 – Curva típica de tensão-deformação

Em condições fisiológicas normais, o comportamento mecânico do osso é semelhante ao de um material elástico, sem alterações macroscópicas visíveis. Contudo, o osso sofre degradação e a compreensão do seu papel nas fracturas ósseas constitui uma das principais motivações para o desenvolvimento de uma análise biomecânica.

1.3 Propriedades do Osso

A avaliação biomecânica do osso é frequentemente feita recorrendo a testes mecânicos que nos permitem obter informação acerca das suas propriedades físicas.

De um modo geral, o tecido trabecular é metabolicamente mais activo do que o tecido cortical, com uma velocidade de remodelação superior (Maciel, 2002). Contudo, ainda que o tecido trabecular e o tecido cortical possam ser morfologicamente semelhantes, a maturação do tecido cortical pode alterar as propriedades mecânicas ao nível microestrutural.

1.3.1 Propriedades Estruturais e Propriedades Materiais do Osso Trabecular

A natureza do osso trabecular pode ser descrita em termos de propriedades estruturais e propriedades materiais (An e Draughn, 2000).

As propriedades estruturais dos tecidos reflectem o comportamento mecânico do corpo como um todo, no qual se consideram tanto as propriedades dos seus constituintes como a sua arquitectura. As propriedades estruturais dos tecidos alteram-se em função da utilização e do desenvolvimento (maturação e envelhecimento), podendo também ser afectadas por algumas patologias (Espanha, 2004).

As propriedades estruturais correspondem às propriedades do conjunto trabéculas + poros enquanto que as propriedades materiais correspondem às propriedades intrínsecas das estruturas trabeculares.

1.3.2 Densidade do Osso Trabecular

An e Draughn (2000) referem, após uma extensa revisão bibliográfica, que a densidade aparente do osso trabecular varia entre 0.14 e 1.10 g/cm³.

Wolff especulou que o módulo do tecido ósseo trabecular é muito semelhante ao do tecido cortical e que as diferenças no módulo elástico aparente poderiam advir de alterações na densidade. Desde então, foram analisadas relações entre as propriedades mecânicas do osso trabecular e a sua densidade aparente. Carter e Hayes (1977) verificaram que a resistência do osso trabecular à compressão é aproximadamente proporcional ao quadrado da densidade aparente e que o módulo à compressão é aproximadamente proporcional ao cubo da densidade aparente. Hvid et al. (1989) determinaram as relações entre as propriedades físicas do osso trabecular proximal da tíbia e verificaram que a relação entre a densidade aparente e o módulo de Young é melhor representada por uma lei de potência. Ouyang et al. (1997) também referem, num estudo das características biomecânicas do osso trabecular, que variações na densidade aparente e microestrutura originam variações no módulo do osso trabecular entre 20 a 5000 MPa. Ciarelli et al. (1991) avaliaram as propriedades mecânicas, na direcção ortogonal, e a densidade do osso trabecular humano das principais regiões metafísiais. Os autores verificaram que as relações entre o módulo e a densidade variam com a localização anatómica. Morgan et al. (2003) realizaram um estudo

onde também verificaram que as relações módulo-densidade do osso trabecular dependem da localização anatômica. Os autores concluíram que não existe uma relação universal módulo-densidade e sugeriram que a especificidade local das relações módulo-densidade pode ser atribuída a diferenças na arquitectura.

Keaveny et al. (2001) indicam que o aumento da porosidade, que representa uma medida indirecta da densidade aparente, aumenta o grau de anisotropia da resistência à compressão. Os autores referem ainda que a anisotropia surge como uma forma de resposta adaptativa à carga, o que vai de encontro ao que foi estabelecido por Wolff.

1.3.3 Anisotropia e Heterogeneidade do Osso Trabecular

Uma característica que distingue o osso trabecular de outros tecidos biológicos é a sua heterogeneidade, que resulta das variações que se observam ao nível da fracção volumétrica, da arquitectura (i.e. arranjo tridimensional das trabéculas individuais) e propriedades do tecido (Inglis, 2001; Keaveny et al., 2001), induzindo variações significativas nas suas propriedades. Goulet et al. (1994) analisaram a relação entre as propriedades estruturais e as propriedades de compressão do osso trabecular e determinaram que as trabéculas individuais, e o modo como estão organizadas, podem ser importantes na previsão das propriedades mecânicas do osso trabecular. Van der Linden et al. (2001) referem ainda que as propriedades mecânicas do osso trabecular são afectadas pela distribuição mineral heterogénea no osso.

Brown e Ferguson (1980) analisaram a distribuição das propriedades mecânicas do osso humano trabecular no fémur proximal, tendo obtido variações do módulo entre 1000 e 9700 MPa. Goldstein et al. (1983) analisaram as propriedades mecânicas do osso trabecular em função da localização anatômica e observaram que estas podem variar em duas ordens de grandeza de uma localização para outra.

1.3.4 Comportamento do Osso Trabecular à Compressão

A avaliação do comportamento do osso à compressão é prática comum no estudo deste tecido. Carter e Hayes (1977) testaram provetes de osso trabecular (humano e bovino) à compressão, com e sem medula *in situ*, a diferentes velocidades de deformação. Os autores verificaram que a presença da medula apenas tem efeitos significativos (na resistência, no módulo e na absorção de energia dos provetes) a velocidades de deformação elevadas (10/s). Carter e Hayes (1977) concluíram que o comportamento mecânico do osso à compressão é semelhante ao dos materiais porosos com fluido nos interstícios.

Keaveny (1997) utilizou aproximações mecânicas para analisar o osso trabecular, tendo obtido previsões plausíveis para o módulo elástico e para a deformação de cedência do tecido trabecular (13 GPa e 1.09%, respectivamente).

Kopperdahl e Keaveny (1998) testaram osso trabecular humano vertebral à compressão tendo obtido os seguintes resultados:

Tabela I – Propriedades do osso trabecular humano testado à compressão (Kopperdahl e Keaveny, 1998)

Módulo (MPa)	291 ± 113
Deformação à Cedência (%)	0.84 ± 0.06
Tensão de Ruptura (MPa)	2.23 ± 0.95
Tensão à Cedência (MPa)	1.92 ± 0.84
Deformação de Ruptura (%)	1.45 ± 0.33

An e Draughn (2000) indicam que o módulo elástico e a resistência à compressão do osso trabecular podem variar entre 10-1570 MPa e 1.5-38 MPa, respectivamente.

Carter e Hayes (1976) avaliaram a resistência do osso trabecular à compressão e determinaram que aquela é proporcional à densidade aparente e à velocidade de deformação (equação (3)). Os autores referem que esta relação é aplicável quer ao osso trabecular quer ao osso cortical.

$$\sigma_{ult} = 68 \cdot \left(\frac{d\varepsilon}{dt} \right)^{0.06} \rho^2 \quad (3)$$

Apesar de ser um procedimento frequentemente utilizado, os testes de compressão são menos precisos do que os testes de tracção devido a fenómenos de fricção e aos efeitos de bordo que podem ter consequências directas nos testes, sobretudo se se utilizarem provetes cúbicos de pequenas dimensões.

A fricção entre o provete e as placas de compressão constitui um factor de erro, induzindo uma rigidez do provete sobrestimada (Dong et al., 2003). Dependendo das condições da interface provete-placa de compressão, podemos ter dois tipos de fractura distintos. Se a interface estiver lubrificada ou hidratada, permitindo um deslizamento na direcção transversal, a fractura resulta das deformações transversais que surgem durante o carregamento caso contrário, a fractura do provete vai ser provocada por tensões de corte, com um ângulo de 45°.

Uma das principais causas dos efeitos de bordo advém da maquinagem dos provetes. A rede trabecular é destruída nas margens dos provetes que entram em contacto com a serra de corte e, consequentemente, a deformação na região fronteira é significativamente superior à deformação na região interna dos provetes, dando origem a uma sobrestimativa das deformações médias dos provetes e a uma subestimativa do módulo do osso. Keaveny et al. (1997) testaram osso trabecular à compressão com o intuito de quantificar os erros sistemáticos e aleatórios associados e concluíram que o erro sistemático é

da ordem dos 20-40% e que o erro aleatório é $\pm 12.5\%$.

O desalinhamento entre as faces dos provetes e as placas de compressão, causado pelo deslizamento das trabéculas da região fronteira, pode provocar concentrações de tensões significativas, dando origem a uma subestimativa quer do módulo de Young quer da resistência do osso. Turner e Burr (1993), referem que num provete cúbico de osso trabecular, com dimensão nominal de 8 mm, onde o ponto de cedência é atingido após um deslocamento de 80 μm , um desalinhamento de 10 μm irá provocar um erro superior a 10% na deformação aplicada e um erro de pelo menos 5 % na tensão aplicada, dando origem a um módulo de Young subestimado.

Se as superfícies dos provetes apresentam irregularidades (e.g., pontos de indentação e não-parallelismo) a distribuição da força de compressão não será uniforme, gerando uma zona de concentração de tensões, dando origem a estimativas erradas das propriedades mecânicas do osso. Keaveny et al. (1993) desenvolveram uma análise teórica com o intuito de caracterizar potenciais erros experimentais associados aos testes clássicos de compressão do osso trabecular. Os resultados obtidos pelos autores sugerem que os testes de compressão podem ser precisos mas dificilmente exactos, indicando que comparações entre estudos diferentes devem ser feitas com cuidado.

Além dos efeitos de bordo, também a geometria e as dimensões dos provetes exibem efeitos directos na determinação da rigidez do osso trabecular (Dong et al., 2003; Keaveny et al., 1993 (a)), sendo a geometria cilíndrica preferida à geometria cúbica.

1.3.5 Comportamento Viscoelástico do Osso Trabecular

A estrutura e composição do tecido ósseo influenciam o seu comportamento mecânico, sobretudo no que se refere ao seu comportamento elástico e viscoelástico. Em tecidos viscoelásticos, a tensão depende da velocidade com que a carga externa é aplicada e não apenas do nível de deformação aplicado.

O osso exhibe comportamento viscoelástico, e este influencia o seu desempenho material. Bowman (1997) estudou a fluência do osso trabecular bovino tendo observado que todos os provetes testados exibem os três regimes de fluência clássicos, exibindo semelhanças qualitativas com a fluência do osso cortical.

O osso é um material compósito constituído por duas fases sólidas (orgânica e inorgânica), que lhe conferem rigidez, e por uma fase líquida (água). No exterior das células ósseas existe uma matriz composta por fibras de colagénio onde se encontram impregnados materiais inorgânicos, sobretudo hidroxiapatite $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2]$.

À escala molecular, o colagénio, como fase proteica, pode induzir viscoelasticidade significativa. Fois et

al. (1998) estudaram as propriedades viscoelásticas do osso humano a baixas temperaturas e verificaram que estas são essencialmente determinadas pela relaxação das moléculas de água e colagénio. Bowman et al. (1999) estudaram o comportamento à fluência do osso cortical desmineralizado e, admitindo que a matriz orgânica é composta essencialmente por colagénio tipo I, os autores obtiveram resultados que sugerem que o colagénio é a fase responsável pela fluência do osso. Este efeito deve-se ao facto das cargas externas provocarem o deslocamento do líquido intersticial, desencadeando uma resistência ao fluxo de líquido, por atrito deste contra a matriz sólida de colagénio e dos proteoglicanos (Espanha, 2004).

O movimento viscoso das linhas de cimento, onde existe uma camada de substância de natureza glicoproteica, origina uma fracção da viscoelasticidade no osso, sobretudo a longo prazo (Garner et al., 2000). Mas a viscoelasticidade pode ainda resultar da fluidez no meio poroso. A fluidez, induzida pela deformação mecânica, facilita a distribuição dos nutrientes e a eliminação de resíduos estimulando, deste modo, a remodelação por parte das células ósseas. Buechner et al. (2001) referem que a viscoelasticidade pode dever-se ao fluxo induzido pelas tensões dos fluidos na rede porosa do osso.

De seguida, apresentam-se breves noções sobre a teoria da viscoelasticidade, em particular, da teoria da viscoelasticidade linear.

Teoria da Viscoelasticidade

A teoria da elasticidade de um material tem por base as propriedades mecânicas de sólidos elásticos que, de acordo com a lei de Hooke, apresentam uma relação de proporcionalidade directa entre a tensão e a deformação independente da velocidade de deformação. A teoria da hidrodinâmica considera as propriedades de fluidos viscosos que, de acordo com a lei de Newton, apresentam uma relação de proporcionalidade directa entre a tensão e a deformação que é independente da própria deformação (An e Draughn, 2000).

Ambas as teorias supracitadas representam modelos ideais do comportamento dos materiais. Não obstante, alguns materiais respondem elasticamente quando sujeitos a uma tensão exibindo, de seguida, um lento e contínuo aumento da deformação. Quando a tensão é removida, verifica-se uma recuperação elástica instantânea seguida de uma recuperação viscoelástica. O comportamento viscoelástico dos materiais é influenciado pela velocidade de deformação ou de aplicação da tensão (Findley et al., 1989).

Os materiais viscoelásticos possuem características de relaxação, fluência, sensibilidade à velocidade de deformação e histerese.

O fenómeno de relaxação de tensões ocorre num material que é alongado e mantido a deformação constante, verificando-se um decréscimo da força ao longo do tempo:

$$E(t) = \frac{\sigma(t)}{\varepsilon_0}, \quad (4)$$

onde $E(t)$ representa a função de relaxação.

A relaxação de tensões (Figura 1-3) é sensível à velocidade de deformação e, de um modo geral, quanto maior for a velocidade de deformação, maior será o pico de força e, conseqüentemente, maior será a magnitude da relaxação.

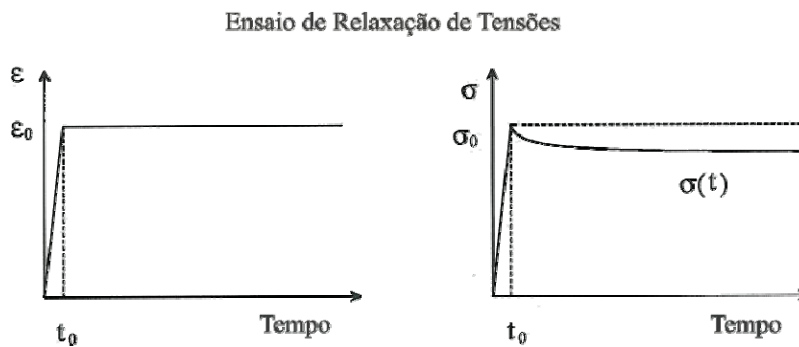


Figura 1-3 – Curva típica de um teste de relaxação (Adaptado de Findley et al., 1989)

O estudo das propriedades à fluência é frequentemente utilizado na caracterização do comportamento de dano e fadiga do osso (Bowman, 1997; Cotton et al., 2003; Kim et al., 2004; Moore et al., 2004).

A fluência é uma deformação contínua de um material quando sujeito a uma tensão constante (Figura 1-4). A função de flexibilidade de fluência, $J(t)$, é definida por:

$$J(t) = \frac{\varepsilon(t)}{\sigma_0} \quad (5)$$

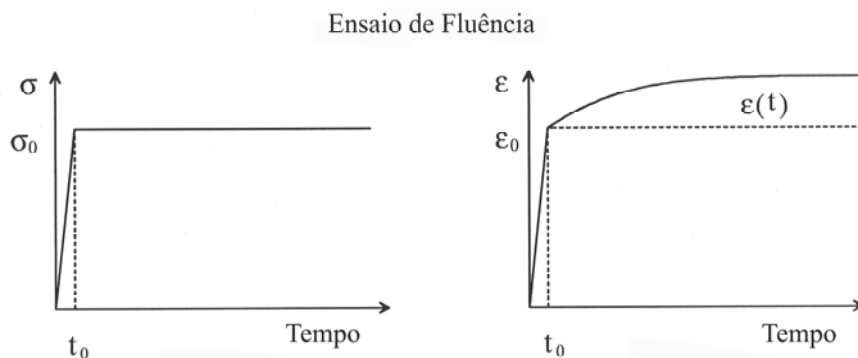


Figura 1-4 – Curva típica de um teste de fluência (Adaptado de Findley et al., 1989)

A curva de deformação-tempo depende da história de carregamentos (e.g. pico de força, velocidade de carregamento). De um modo geral, a fluência pode ser descrita por três etapas distintas: na primeira etapa, a fluência ocorre a uma velocidade decrescente (fluência primária), na segunda ocorre a velocidade aproximadamente constante (fluência secundária) e na terceira etapa, a fluência ocorre a velocidade crescente, terminando na rotura do material (fluência terciária) (Findley et al., 1989).

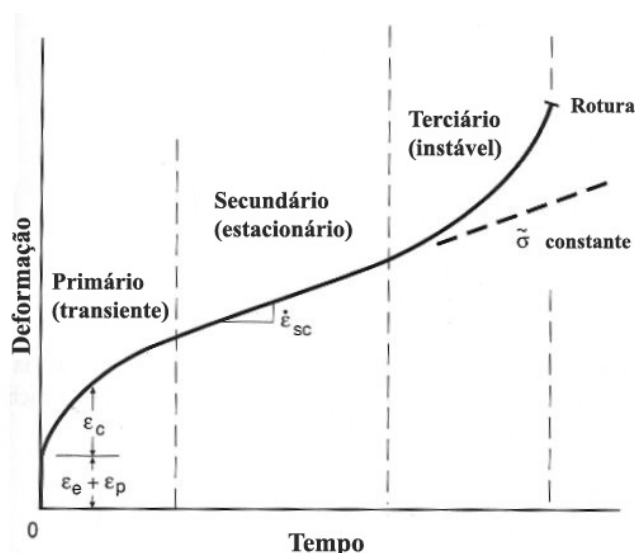


Figura 1-5 – Curva típica do comportamento de fluência dos materiais (Adaptado de Dowling, 1999)

Uma outra característica importante dos materiais viscoelásticos é a sensibilidade à velocidade de deformação. Diferentes materiais exibem respostas diferentes para as mesmas velocidades de deformação.

Comportamento Viscoelástico Linear

As relações entre as funções materiais $E(t)$ e $J(t)$, referidas anteriormente, podem ser obtidas através de uma análise viscoelástica linear, incorporando dados experimentais obtidos a partir de testes viscoelásticos.

Os fenómenos de relaxação de tensões e de fluência são idealmente descritos pelos elementos de Maxwell e Voigt, respectivamente (Figura 1-6).

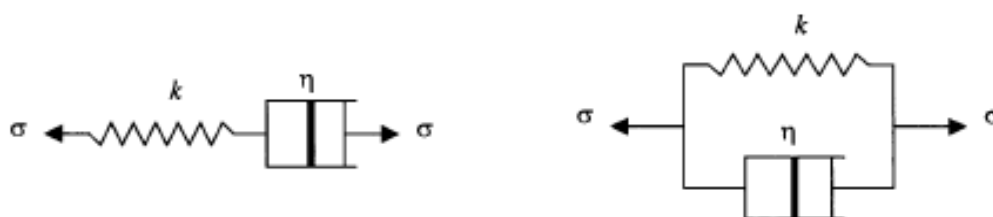


Figura 1-6 – Modelos viscoelásticos de Maxwell (esquerda) e Voigt (direita) (Findley et al., 1989)

A relação tensão-deformação para o modelo de Maxwell é:

$$\frac{\dot{\sigma}}{K} + \frac{\sigma}{\eta} = \dot{\varepsilon}, \quad (6)$$

e para o modelo de Voigt:

$$\sigma = K \cdot \varepsilon + \eta \cdot \dot{\varepsilon}, \quad (7)$$

onde k e η representam a constante elástica e viscosa, respectivamente.

Os modelos de Maxwell e Voigt simplificados não representam fidedignamente o comportamento dos materiais reais. Modelos viscoelásticos mais complexos permitem uma maior flexibilidade na representação da resposta dos materiais reais (Senan, 1998).

Na Figura 1-7 apresenta-se um modelo viscoelástico de três parâmetros:

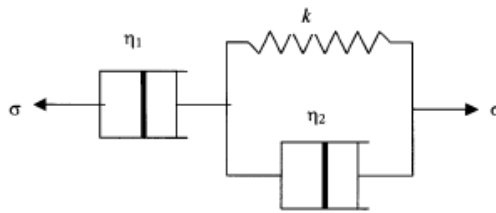


Figura 1-7 – Modelo viscoelástico de 3 parâmetros (Senan, 1998)

Um modelo de 4 parâmetros (Figura 1-8), constituído por uma unidade de Maxwell em série com uma unidade de Voigt, representa uma outra aproximação do comportamento real dos materiais.

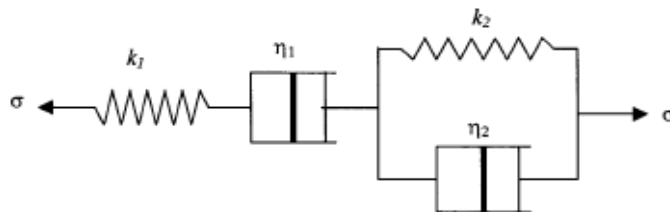


Figura 1-8 – Modelo viscoelástico de 4 parâmetros (Senan, 1998)

O modelo viscoelástico de 4 parâmetros incorpora: a “resposta elástica instantânea”, devido à mola livre K_1 , o “amortecimento viscoso”, devido ao amortecedor η_1 , e a “resposta elástica retardada”, representada pela unidade de Voigt.

1.3.6 Dano

O ciclo de dano e reparação controla os processos de remodelação e adaptação do osso, nos quais a geometria e as propriedades do osso se alteram para dar resposta às cargas externas. A acumulação de deformação permanente assume, deste modo, um papel importante na redução de tensões elevadas localizadas e redistribuição da carga pelo tecido circundante, resultando num maior tempo de vida do osso.

A acumulação de dano pode ser encarada como um processo de optimização contínuo onde, através de um mecanismo de protecção do osso, o tecido danificado redistribui as tensões pelo tecido não-danificado. Vários autores sugerem que a acumulação de dano é influenciada pela idade e pelos carregamentos cíclicos (Fazzalari et al., 1998; Vashishth et al., 2000; Fazzalari et al., 2002; Yeni e Fyhrie, 2002; Waldorff et al., 2006). A deterioração e a reparação das trabéculas individuais são fenómenos reconhecidos como processos fisiológicos normais que tendem a aumentar com a idade, apresentando, por isso, relevância biológica e clínica (Figura 1-9).

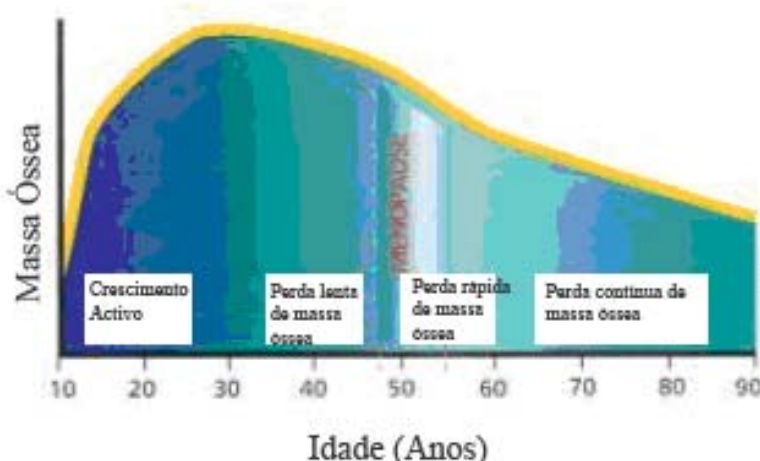


Figura 1-9 – Taxa de crescimento de massa óssea com a idade do indivíduo (Adaptado de <http://www.eng.tau.ac.il/~gefen/BB-Lec1.PDF>)

A estrutura do osso trabecular adapta-se às tensões externas através de processos de modelação e remodelação, resultando numa arquitectura adequada para a sua função de suporte. As fases de formação e reabsorção do osso ocorrem de modo a que a massa óssea permaneça aproximadamente constante durante o processo contínuo de remodelação fisiológica. No entanto, quando o indivíduo atinge os 30 anos, a massa óssea diminui lentamente com a idade uma vez que existe um pequeno défice na formação de osteoblastos relativamente à reabsorção (Van der Linden et al., 2001 (b)).

A deterioração das trabéculas pode aumentar o risco de fractura osteoporótica e actuar como estímulo

para a remodelação óssea (Waldorff et al., 2006 citando outros autores) Contudo, a acumulação de dano *in vivo* pode ser superior à capacidade do osso em se regenerar provocando, consequentemente, uma fractura traumática (Fazzalari et al., 2002).

Existe acumulação de dano se: a) a geração de dano ocorre a uma velocidade superior à que o mecanismo de remodelação/reparação o pode remover – dano por excesso; b) a geração de dano a uma taxa normal estiver acoplada a um mecanismo de remodelação/reparação insuficiente – insuficiência de reparação (Diab et al., 2006 citando outros autores).

A acumulação de microdano, e consequente fractura macroscópica do osso trabecular, resultam da combinação de microroturas na rede trabecular ou da perda de integridade do tecido (dano), incluindo microroturas longitudinais ou transversais e padrões de dano difuso (Vashishth et al., 2000; Diab e Vashishth, 2005).

A morfologia do dano (i.e. microroturas lineares ou dano difuso) resulta de uma função combinada das deformações locais e das propriedades do tecido (Diab et al., 2006 citando outros autores). Alterações locais nas propriedades mecânicas podem afectar os campos de tensão e de deformação em todo o osso. Pequenas regiões de osso trabecular com propriedades materiais comprometidas podem aumentar o risco de fractura.

As microroturas lineares (Figura 1-10) iniciam-se no tecido ósseo intersticial, quando sujeito a carregamentos compressivos, terminando nas fronteiras osteonais (Diab e Vashishth, 2005).

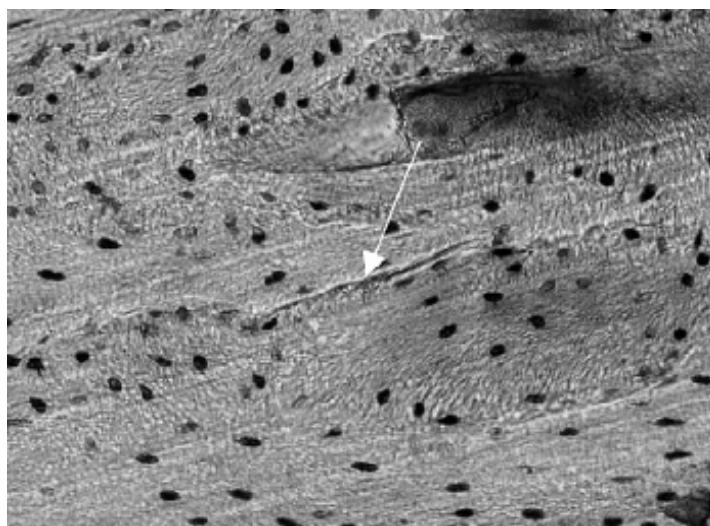


Figura 1-10 – Osso cortical exibindo microroturas lineares (Diab e Vashishth, 2005)

Em contraste, o dano difuso (Figura 1-11) surge na forma de roturas submicroscópicas, primariamente ao nível ultra-estrutural e intra-lamelar, devido a carregamentos de tracção (Diab e Vashishth, 2005).

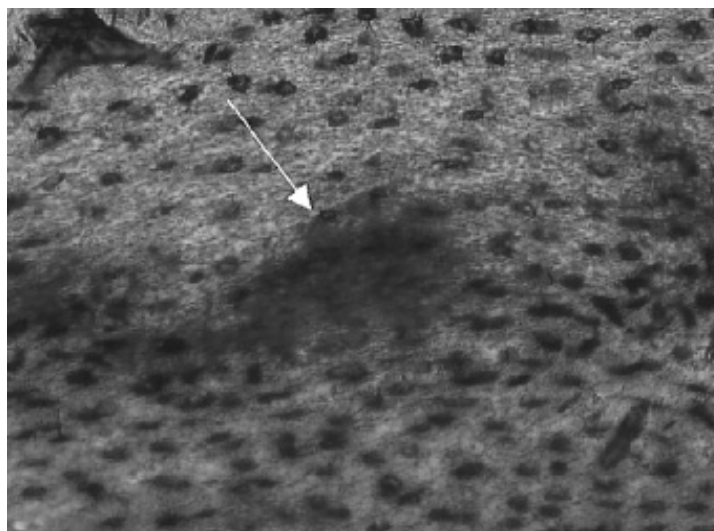


Figura 1-11 – Osso cortical exibindo dano difuso (Diab e Vashishth, 2005)

Burr et al. (1998) demonstraram que a redução da rigidez está linearmente relacionada com o dano difuso, exibindo uma relação quadrática com microroturas lineares. Os autores verificaram que a acumulação de dano ocorre mais facilmente por tracção contida, o crescimento das roturas é maior à compressão. Griffin et al. (1997) mostraram que o dano por tracção é auto-limitante e que o dano por compressão não o é.

Num ensaio cíclico de carga-descarga, quando a força a que o osso trabecular é sujeito ultrapassa o ponto de cedência, ocorre uma descarga até à deformação residual, que corresponde à tensão nula, seguida de uma recarga com igual módulo ao módulo inicial. Logo de seguida, desenvolve-se um módulo reduzido característico de um material com dano (Figura 1-12). Keaveny et al. (2001), citando outros autores, refere que estas reduções no módulo podem ser interpretadas como medidas quantitativas da deterioração mecânica efectiva no osso.

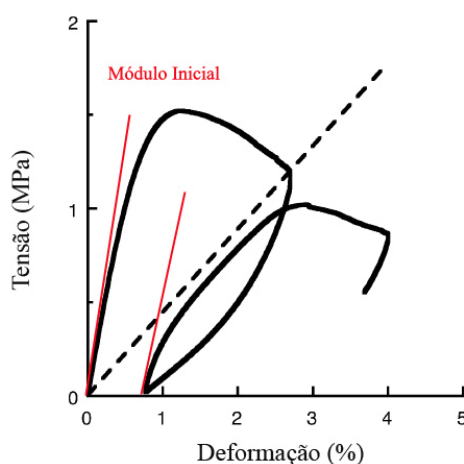


Figura 1-12 – Comportamento do osso trabecular vertebral humano num ciclo de carregamento-descarga-recarregamento (Adaptado de Keaveny et al., 2001)

Gibson e Moore (2002) analisaram a acumulação de microdano no osso trabecular bovino e verificaram que no pico da curva de tensão-deformação há um aumento brusco do microdano. Os autores concluíram que a acumulação de microdano diminui a rigidez e a resistência do osso, aumentando o risco de fratura. Yeni e Fyhrie (2002) avaliaram a influência do dano nos parâmetros de crescimento de roturas no osso cortical bovino. Os autores verificaram que o dano por fadiga diminui a rigidez do osso e a resistência à formação de roturas e à capacidade de suportar carga.

Mecânica de Dano Contínuo

Ainda que o dano se inicie ao nível microestrutural ou ultra-estrutural no osso, os efeitos da sua acumulação podem ser considerados ao nível da macroestrutura, em termos de degradação do módulo e deformações permanentes. Este comportamento pode ser descrito por fenómenos baseados numa combinação da mecânica de dano contínuo (CDM – *continuum damage mechanics*) e da teoria da plasticidade. A ideia base destes modelos consiste em considerar que o comportamento do material, a um nível local, pode ser descrito de forma adequada em termos do comportamento de um volume médio, i.e., pode ser descrito como um meio contínuo. Contudo, a hipótese de que a concentração das microroturas é “diluída” e de que estas não interagem com microroturas adjacentes ou com o campo de tensões vizinho tem vindo a ser contestada por trabalhos mais recentes que apontam para a importância do comportamento local.

Fazzalari et al. (1998) investigaram a relação entre a densidade mineral óssea, a resistência à compressão, a rigidez e a formação de microdano no osso trabecular do fémur proximal de pacientes com osteoartrite. Os resultados apresentados pelos autores sugerem que a densidade mineral óssea e a densidade das microroturas influenciam significativamente a resistência do osso trabecular.

Huja et al. (1999) analisaram a acumulação de microdano no osso adjacente a um implante endósseo, quando sujeito a carregamentos de fadiga *ex vivo*. Os autores verificaram que existe uma região onde, devido à presença de um mecanismo rápido de remodelação, a iniciação do dano é limitada.

Vashishth et al. (2000) caracterizaram e quantificaram o dano difuso no osso trabecular vertebral humano como uma função da morfologia do tecido, da idade, do género e da raça. Os autores verificaram que o dano difuso ocorre preferencialmente no interior de pequenos volumes trabeculares e não no tecido intersticial.

Fazzalari et al. (2002) descreveram a distribuição do microdano *in vivo* no osso trabecular no fémur proximal. Os autores sugeriram, como hipótese, que o microdano, que se localiza em regiões específicas do fémur proximal humano (i.e. SPC – *subchondral principal compressive*, MPC – *medial principal compressive* e MGT – *medial to the greater trochanter*) é semelhante para essas regiões uma vez que

todas são carregadas, primariamente, em compressão.

Diab e Vashishth (2005) analisaram o efeito da morfologia do dano (i.e. microroturas lineares ou dano difuso) na fragilidade do osso cortical bovino. Os autores verificaram que o osso cortical exibe diferentes morfologias de dano em diferentes regiões e diferencia a sequência de produção de dano pelas diferentes fases do ciclo de carregamento de forma a dissipar energia e aumentar a resistência à fratura.

1.3.7 Fadiga

A acumulação de microdano diminui a resistência do osso resultando, em conjunto com a quantidade de perda de massa óssea, num enfraquecimento dos ossos e num aumento da probabilidade de fratura.

Uma vez que o estímulo é uma actividade repetitiva, i.e. cíclica, o processo de remodelação do osso pode ser visto como um processo de fadiga, podendo ir desde a deformação elástica repetitiva, onde o osso é deformado mas regressa à sua condição inicial, até uma deformação plástica onde a carga aplicada provoca a cedência do material resultando numa deformação permanente ou em dano. Turner e Burr (1993) referem que o osso pode ser sujeito a 37 milhões de ciclos em baixa tensão (24 MPa), o que se traduz em 86 dias de testes de fadiga a cinco ciclos por segundo. Os autores indicam ainda que para obter um teste de fadiga numa janela temporal adequada, a tensão aplicada deve ser da ordem dos 60 MPa (com uma deformação aplicada de cerca de 3000 μ s), devendo o osso colapsar ao fim de 3 horas em tracção e ao fim de 4 dias em compressão.

A geração de microdano por fadiga é proporcional à carga, ao número de ciclos e à temperatura. Tipicamente, os resultados dos dados de fadiga são apresentados em diagramas S-N (*Stress – Number of cycles to failure*), onde se exibe a tensão aplicada em função do número de ciclos até ocorrer colapso. De um modo geral, o colapso é definido como o número de ciclos necessário para provocar uma redução no módulo de Young do provete (Turner e Burr, 1993). Turner e Burr (1993) verificaram que os provetes testados à temperatura ambiente apresentam um número de ciclos pré-colapso duas vezes superior ao registado para provetes testados a 37 °C.

A fadiga do osso pode ocorrer de dois modos distintos: por fluência ou por acumulação de roturas. Carter e Caler (1985) mostraram que a fluência é a maior causa de colapso por fadiga se o osso for sujeito, em tracção, a tensões superiores a 60 MPa. No caso do osso ser sujeito, em compressão, a tensões inferiores a 60 MPa, a acumulação de roturas é o mecanismo de colapso predominante.

Assim sendo, a caracterização das propriedades de fadiga do osso cortical e do osso trabecular assumem um papel importante na melhor compreensão do comportamento mecânico e fisiológico do osso, bem como na resposta deste à introdução de implantes ortopédicos.

A estrutura influencia a grandeza e a distribuição das tensões ao nível do tecido e o comportamento material determina a velocidade de degradação local e o tempo até ocorrer fractura das trabéculas individuais (Taylor et al., 2002). As fracturas devidas a solicitações mecânicas à tracção são fracturas parciais ou completas que ocorrem no osso e que são provocadas por carregamentos repetitivos. As fracturas de fragilidade descrevem fracturas que ocorrem em resposta a traumas menores que fazem parte do quotidiano.

1.4 Referências

An, YH, Draughn, RA, 2000. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface. Boca Raton, CRC Press.

Bowman, SM, 1997. Creep of trabecular bone. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Harvard University, Cambridge, Massachusetts.

Bowman, SM, Gibson LJ, Hayes WC, McMahon TA, 1999. Results from demineralised bone creep tests suggest that collagen is responsible for the creep behaviour of bone. *Journal of Biomechanical Engineering* 121, 253-258.

Brown, TD, Ferguson, AB, 1980. Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 54, 429-437.

Buechner, PM, Lakes, RS, Swan, C, Brand, RA, 2001. A broadband viscoelastic spectroscopic study of bovine bone: implications for fluid flow. *Annals of Biomedical Engineering* 29, 719-728.

Burr DB, Turner CH, Naick P, Forwood MR, Ambrosius W, Hasan MS, Pidaparti R, 1998. Does microdamage accumulation affect the mechanical properties of bone? *Journal of Biomechanics* 31, 337-345.

Carter, DR, Hayes, WC, 1977. The compressive behaviour of bone as a two-phase porous structure. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 59-A, 954-962.

Carter, DR, Caler WC, 1985. A cumulative damage model for bone fracture. *Journal of Orthopaedic Research* 3, 84-90.

Chen, T, 2000. Determining a Prony Series for a Viscoelastic Material from Time Varying Strain Data. NASA/TM-2000-210123.

Ciarelli, MJ, Goldstein SA, Kuhn JL, Cody DD, Brown MB, 1991. Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *Journal of Orthopaedic Research*. 9, 674-82.

Cotton, JR, Zioupos, P, Winwood, K, Taylor, M, 2003. Analysis of creep strain during tensile fatigue of cortical bone. *Journal of Biomechanics* 36, 943-949.

Cowin, SC, 2001. Bone Mechanics Handbook, 2nd Ed. CRC Press, Boca Raton.

-
- Diab, T, Vashishth, D, 2005.** Effects of damage morphology on cortical bone fragility. *Bone* 37, 96-102.
- Diab, T, Condon, KW, Burr, DB, Vashishth, D, 2006.** Age-related change in the damage morphology of human cortical bone and its role in bone fragility. *Bone* 38, 427-431.
- Dong, XN, Yeni, YN, Les, CM, Fyhrie, DP, 2003.** Effects if end boundary conditions and specimen geometry on the viscoelastic properties of cancellous bone measured by dynamic mechanical analysis. *Journal of Biomedical Materials Research* 68, 573-583.
- Dowling, NE, 1999.** *Mechanical Behaviour of Materials*, 2nd Ed., Prentice-Hall, New-Jersey.
- Espanha, M, 2004.** *Anatomofisiologia*, Tomo I: Sistema Osteo-Articular. Faculdade de Motricidade Humana, Lisboa.
- Fazzalari, NL, Forwood, MR, Smith, K, Manthey, BA, Herreen, P, 1998.** Assessment of Cancellous bone quality in severe osteoarthritis: bone mineral density, mechanics and microdamage. *Bone* 22, 381-388.
- Fazzalari, NL, Kuliwaba, JS, Forwood, MR, 2002.** Cancellous bone microdamage in the proximal femur: influence of age and osteoarthritis on damage morphology and regional distribution. *Bone* 31, 697-702.
- Findley, WN, Lai, JS, Onaran, K, 1989.** *Creep and relaxation of nonlinear viscoelastic materials with an introduction to linear viscoelasticity*. Dover Publications, Inc., New York.
- Fois, M, Lamure, A, Fauran, MJ, Lacabanne, C, 1998.** Viscoelastic properties of human bone. 11th Conference of the ESB. Toulouse, France.
- Fyhrie, DP, Kimura, JH, 1999.** Cancellous bone biomechanics. *Journal of Biomechanics* 32, 1139-1148.
- Gibson, LJ, Moore, TLA, 2002.** Microdamage accumulation in bovine trabecular bone uniaxial compression. *Journal of Biomechanical Engineering* 124, 63-71.
- Goldstein, SA, Wilson, DL, Sonstegard, DA, Matthews, LS, 1983.** The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location. *Journal of Biomechanics* 16, 965-969.
- Goulet, RW, Goldstein, SA, Ciarelli, MJ, Kuhn, JL, Brown, MB, Feldkamp, LA, 1994.** The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone. *Journal of Biomechanics* 27, 375-377.

Griffin, LV, Gibeling JC, Martin RB, Gibson VA, Stover SM, 1997. Model of flexural fatigue damage accumulation for cortical bone. *Journal of Orthopaedic Research* 15, 607-617.

Huja, SS, Katona, TR, Burr, DB, Garetto, LP, Roberts, WE, 1999. Microdamage adjacent to endosseous implants. *Bone* 25, 217-222.

Hvid, I, Bentzen, SM, Linde, F, Mosekilde, L, Pongsoipetch, B, 1989. X-ray quantitative computed tomography: The relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics* 22, 837-844.

Inglis, D, 2001. Description of anisotropic properties of trabecular bone. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Department of Civil Engineering, McMaster University, Hamilton, Ontario.

Keaveny, TM, 1997. Mechanistic approaches to analysis of trabecular bone. *Forma* 12, 267-275.

Keaveny, TM, Borchers, RE, Gibson, LJ, Hayes, WC, 1993. Theoretical analysis of the experimental artifact in trabecular bone compressive modulus. *Journal of Biomechanics* 26, 599-607.

Keaveny, TM, Borchers, RE, Gibson, LJ, Hayes, WC, 1993 (a). Trabecular bone modulus and strength can depend on specimen geometry. *Journal of Biomechanics* 26, 991-1000.

Keaveny, TM, Pinilla, TM, Crawford, RP, Kopperdahl, DL, Lou, A, 1997. Systematic and random errors in compression testing of trabecular bone. *Journal of Orthopaedics Research* 15, 101-110.

Keaveny, TM, Morgan, EF, Niebur, GL, Yeh, OC, 2001. Biomechanics of trabecular bone. *Annual Reviews of Biomedical Engineering* 3, 307-333.

Kim, D, Miller, MA, Mann, KA, 2004. Creep dominates tensile fatigue damage of the cement-bone interface. *Journal of Orthopaedic Research* 22, 633-640.

Kirk – Othmer, 1998. Prosthetic and Biomedical Devices. *Encyclopedia of chemical technology* 20, 351-393.

Kopperdahl, DL, Keaveny, TM, 1998. Yield strain behaviour of trabecular bone. *Journal of Biomechanics* 31, 601-608.

Maciel, A., 2002. Biomechanics of hip joint capsule. *École Polytechnique Fédérale de Lausanne.*

-
- Moore, TLA, O'Brien, FJ, Gibson, LJ, 2004.** Creep does not contribute to fatigue in bovine trabecular bone. *Journal of Biomechanical Engineering* 126, 321-329.
- Morgan EF, Bayraktar HH, Keaveny TM, 2003.** Trabecular bone modulus – density relationship depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics* 36, 897-904.
- Ouyang, J, Yang, GT, Wu, WZ, Zhu, QA, Zhong, S.Z., 1997.** Biomechanical characteristics of human trabecular bone. *Clinical Biomechanics* 12, 522-524.
- Rho, JY, Kuhn-Spearing, L, Zioupos, P, 1998.** Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering and Physics* 20, 92-102.
- Senan, AS, 1998.** Determination of the viscoelastic properties of general anisotropic materials. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Master in Science, The University of Maine.
- Taylor, M, Cotton, J, Zioupos, P, 2002.** Finite element simulation of the fatigue behaviour of cancellous bone. *Meccanica* 37, 419-429.
- Turner, CH, Burr, DB, 1993.** Basic Biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone* 14, 595-606.
- Van Der Linden, JC, Birkenhager-Frenkel, DH, Verhaar, JAN, Weinans, H, 2001.** Trabecular bone's mechanical properties are affected by its non-uniform mineral distribution. *Journal of Biomechanics* 34, 1573-1580.
- Van Der Linden, JC, Homminga, J, Verhaar, JA, Weinans, H, 2001 (b).** Mechanical consequences of bone loss in cancellous bone. *Journal of Bone Mineral Research* 16, 457-465.
- Vashishth, D, Koontz, J, Qiu, SJ, Lundin-Cannon, D, Yeni, YN, Schaffler, MB, Fyhrie, DP, 2000.** In vivo diffuse damage in human vertebral trabecular bone. *Bone* 26, 147-152.
- Waldorff, EI, Goldstein, SA, McCreadie, BR, 2006.** Age-dependent microdamage removal following mechanically induced microdamage in trabecular bone in vivo. *Bone*, Article in Press.
- Yeni, YN, Fyhrie, DP, 2002.** Fatigue damage-fracture mechanics interaction in cortical bone. *Bone* 30, 509-514.

Capítulo II

2 Artroplastia da Anca

2.1 A necessidade da substituição da articulação

Quando os procedimentos tradicionais (i.e., uso de analgésicos, anti-inflamatórios, fisioterapia, entre outros) não resultam num alívio da dor dos pacientes, factor que os limita até nas actividades mais básicas, a substituição da articulação por um implante torna-se necessária (Figura 2-1).

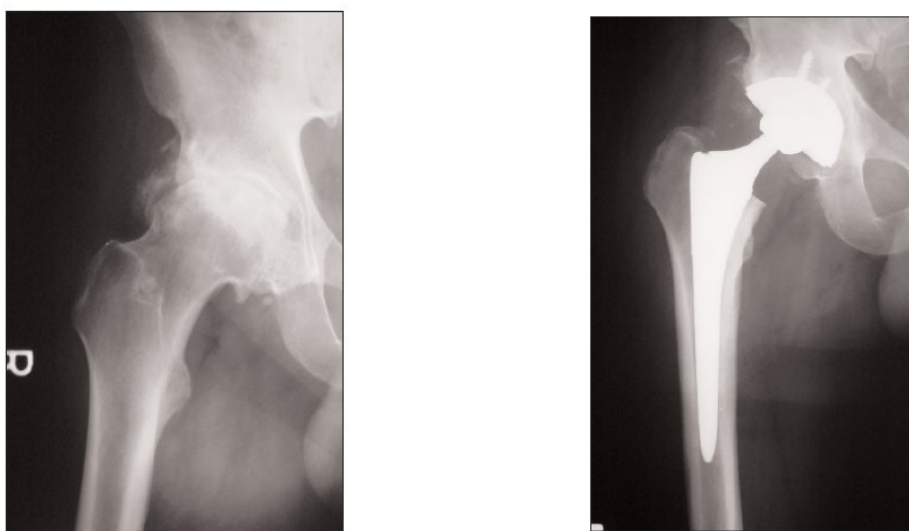


Figura 2-1 – Imagem radiográfica da articulação da anca de um paciente de 48 anos antes (esquerda) e após (direita) a substituição por uma prótese de anca (Branson e Goldstein, 2003)

2.2 Artroplastia cimentada da anca

No que diz respeito à substituição da articulação da anca, as duas principais formas de macro-fixação de implantes são conseguidas através da utilização ou não-utilização de cimento, apresentando cada uma das técnicas vantagens e desvantagens. Não obstante, as taxas de sucesso com as próteses cimentadas são comparativamente superiores às observadas com as próteses não-cimentadas. Na década de 80, foram registadas taxas de sucesso superiores a 90% em pacientes com idade igual ou superior a 60 anos, sujeitos a artroplastias da anca cimentadas (James et al., 1982; Topoleski et al., 1990; An e Draughn, 2000).

A artroplastia cimentada é um dos procedimentos universalmente aceites na cirurgia ortopédica para o

tratamento de fracturas e patologias da articulação da anca. Durante o procedimento cirúrgico, a cabeça femoral é removida e o canal femoral é perfurado, para ser preenchido com o cimento ósseo. A haste metálica é inserida no canal femoral e a sua fixação é garantida após a polimerização do cimento. Também a cavidade acetabular tem que ser redimensionada, de forma a permitir a introdução correcta do componente acetabular protésico (Figura 2-2).

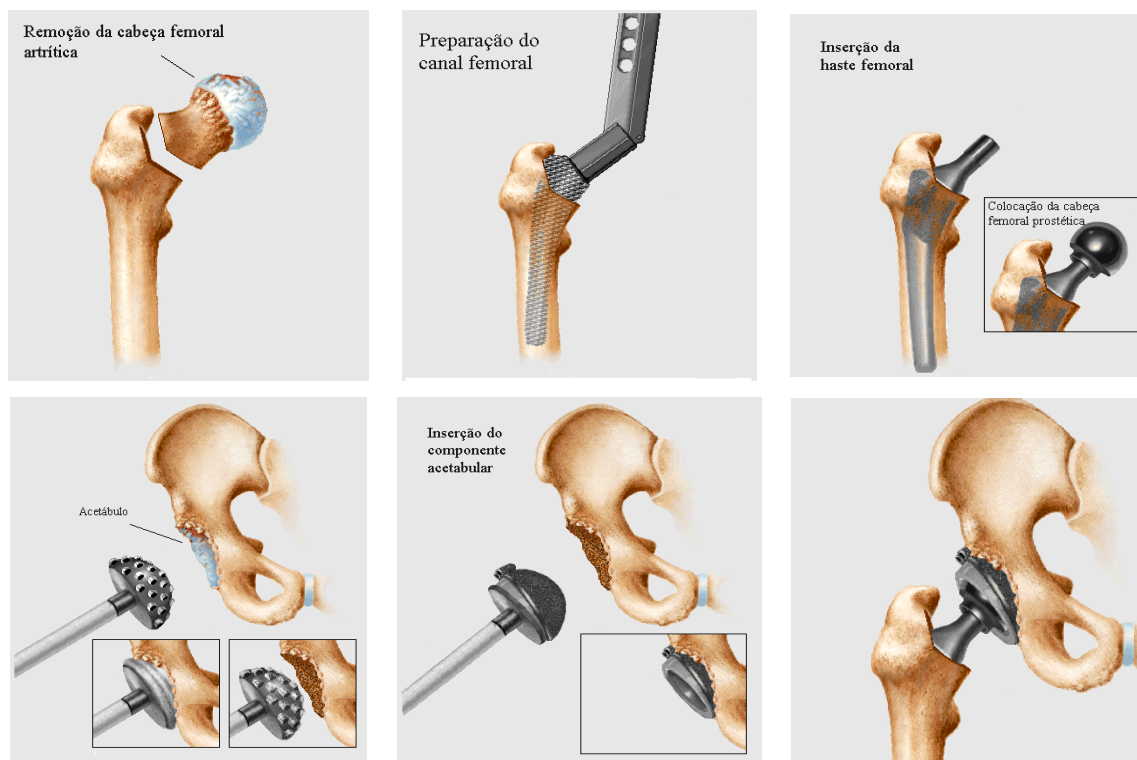


Figura 2-2 – Ilustração do procedimento durante a realização de uma artroplastia da anca
(Adaptado de [http:// www.healthpages.org/AHP/LIBRARY/HLTHTOP/THR/](http://www.healthpages.org/AHP/LIBRARY/HLTHTOP/THR/))

2.2.1 Factores que contribuem para o desempenho funcional da artroplastia da anca

Factores mecânicos e biológicos contribuem decisivamente para o sucesso da artroplastia total da anca: remodelação óssea, *stress shielding*, propriedades dos materiais, comportamento das interfaces, tipos de superfície e geometrias, técnicas utilizadas durante a cirurgia, factores inerentes ao paciente (e.g. idade, hábitos alimentares), entre outros.

A alteração do ambiente mecânico no fémur proximal devido à introdução de uma prótese pode induzir remodelação quer do osso trabecular quer do osso cortical. Com a introdução de um implante, as cargas que eram anteriormente transmitidas na região proximal pelo córtex femoral, são agora transmitidas pela prótese e transferidas para o córtex femoral através do cimento ósseo sujeitando, consequentemente, as

porções proximal-medial e lateral do córtex a níveis elevados de *stress-shielding* e reabsorção óssea (Nicoletta, 2001).

Como já se referiu anteriormente, a laxação asséptica tem sido identificada como a responsável pela maioria das revisões e pelo insucesso a longo prazo da prótese cimentada (McCormack e Prendergast, 1996; Duda et al., 1998; Yetkinler e Litsky, 1998; Franklin et al., 2003; Lennon et al., 2003; Vaughn et al., 2003; Hung et al., 2004; Kim et al., 2004; Bevil et al., 2005; Kluess et al., 2006). Diferentes factores estão envolvidos no fenómeno de laxação asséptica, nomeadamente a rotura interfacial, a rotura do cimento e a remodelação óssea (Lewis, 1997).

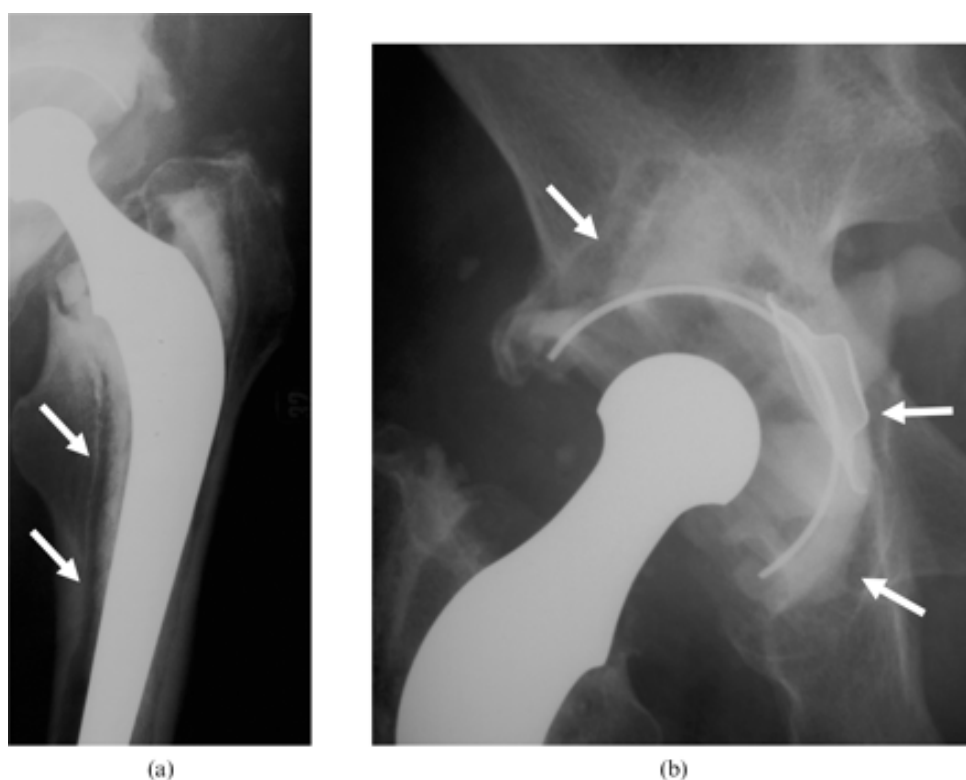


Figura 2-3 –Laxação asséptica no (a) componente femoral e no (b) componente acetabular (Ostlere e Soir, 2003)

Em 1976, Delee e Charnley aplicaram técnicas de demarcação radiográfica para determinar potenciais sinais de insucesso de implantes cimentados. Em 1979, Gruen et al. propuseram um método radiográfico que permite determinar os potenciais modos de laxação da prótese, sendo a sua identificação feita através da medição de linhas radiolúcidas nas interfaces cimento-implante e/ou cimento-osso, nas secções de divisão definidas pelos autores (Figura 2-4).

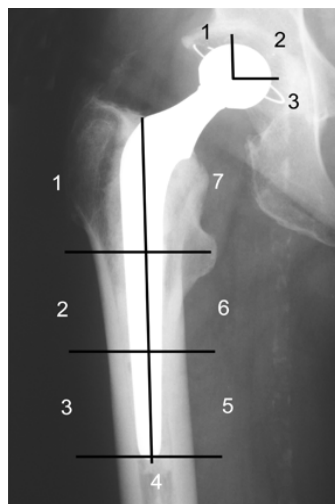


Figura 2-4 – As sete regiões femorais e três regiões acetabulares descritas por Gruen e Delee (Ostlere e Soin, 2003)

Em meados dos anos 80, o fracasso de muitas das intervenções até então executadas foi revelado. Entre o cimento e o osso, anteriormente em contacto íntimo, surgia uma membrana do tipo sinovial, acompanhando zonas de destruição óssea (osteólise) até ocorrer descolamento dos componentes.

Devido ao descolamento, o movimento entre os componentes protésicos e o osso leva a que seja necessário substituir a prótese (i.e. revisão da artroplastia), preenchendo os espaços vazios derivados da destruição óssea (Figura 2-5) com uma maior quantidade de cimento.



Figura 2-5 – Ilustração do fenómeno de osteólise observado num RX
(<http://www.thehipclinic.co.uk/images/aseptic%20loosening.jpg>)

Contudo, já em meados dos anos 90, a osteólise foi atribuída à reacção inflamatória a partículas microscópicas de polietileno que, quando absorvidas pelos macrófagos, geram uma reacção de corpo estranho (Lu, 2001; Serra, 2001).

2.3 Prótese cimentada: zonas vulneráveis

A fixação da haste ao osso circundante é uma das variáveis mais significativas na equação do sucesso ou insucesso da artroplastia total da anca e tem sido objecto de vários trabalhos de investigação e desenvolvimento.

Existem 4 regiões vulneráveis nos implantes cimentados: a interface implante-cimento, o cimento, a interface osso-cimento e o próprio osso (Lewis, 1997; Pérez et al., 2001; Zor et al., 2002 citando outros autores).

Ramos et al. (2006) compararam o desempenho de várias próteses cimentadas sujeitas a ensaios *in vitro* de fadiga. Os autores observaram três regiões de ocorrência de fissuras, correspondentes às zonas vulneráveis supracitadas (Figura 2-6).

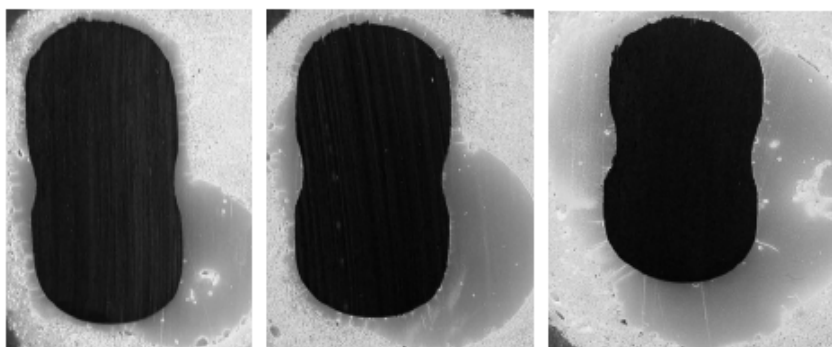


Figura 2-6 – Fissuras com origem: (a) na interface do osso trabecular, (b) em ambas as interfaces e (c) na haste metálica (Ramos et al., 2006)

2.3.1 Cimento Ósseo

A principal função do cimento ósseo é transferir as tensões da prótese para o osso e/ou aumentar a capacidade de suportar carga pelo sistema prótese-cimento-osso (Lewis, 1997). O cimento ósseo tem um papel de expansor da superfície dos componentes protésicos ao contorno do osso que os aloja, tornando-os de tal modo congruentes com o osso que aí permanecem fixos, criando uma ampla interface para a transmissão das forças entre eles (Serra, 2001). Localmente, a resistência dos materiais da interface e a ligação entre os componentes deve poder suportar as tensões desenvolvidas durante a transmissão de carga. A transferência das tensões normais e de corte é feita por desenvolvimento de um encaixe entre o osso trabecular e o cimento ósseo.

Apesar de desempenhar as funções supracitadas, este material apresenta cinco limitações principais. A

primeira limitação do cimento ósseo está relacionada com o seu efeito na necrose térmica do osso e com a sua predisposição para formar membranas na interface cimento-osso. Zor et al. (2002) analisaram, numérica e experimentalmente, o efeito das tensões residuais, originadas pela diferença de temperatura após a polimerização do cimento ósseo, nas energias de rotura das interfaces implante-cimento e cimento-osso. Os autores verificaram que a existência de tensões residuais pode induzir variações nas energias de rotura das interfaces, sobretudo na interface implante-cimento. A segunda limitação deste material resulta da libertação do monómero antes de ocorrer a polimerização total no leito ósseo, originando necrose química do osso. O encolhimento do cimento durante a polimerização e a diferença de rigidez entre este e os materiais adjacentes constituem duas outras limitações deste material (Lewis, 1997; Yetkinler e Litsky, 1998).

O constrangimento da integridade mecânica do manto de cimento é uma das principais causas de insucesso das próteses cimentadas. A durabilidade da prótese depende, em grande extensão, da resistência do manto de cimento quando sujeito a tensões cíclicas. A rotura do manto de cimento através da acumulação de dano deve-se à propagação de pequenas falhas internas e microroturas (Figura 2-7).

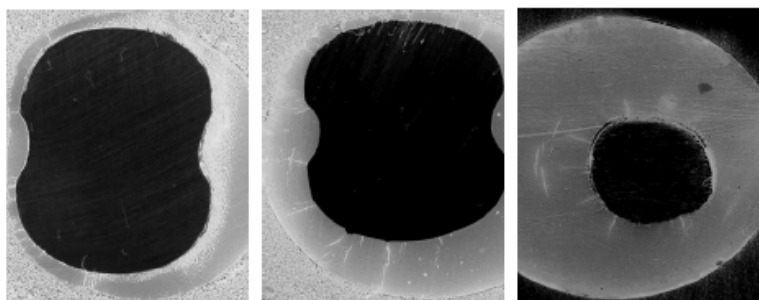


Figura 2-7 – Cimento ósseo danificado por fadiga (Ramos et al., 2006)

A diminuição da resistência do cimento ósseo tem também sido associada à presença de poros no material (Figura 2-8). A existência de poros no cimento ósseo pode ter origem em diferentes fontes, nomeadamente a retenção de ar durante a mistura dos componentes do cimento, a evaporação do monómero líquido durante a cura do cimento e a retenção de ar durante a transferência da massa viscosa para a pistola de cimento (Lewis, 1997).

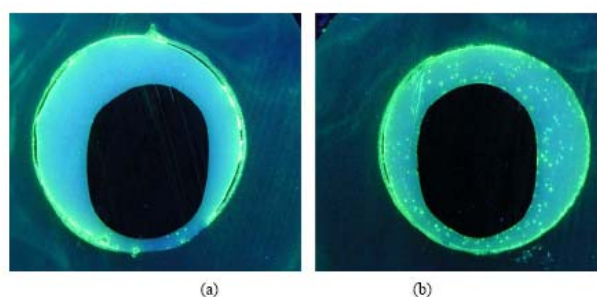


Figura 2-8 – Manto de cimento ósseo: (a) sem microporosidade visível e (b) com elevada densidade de microporos (Ramos et al., 2006)

A presença de poros no cimento apresenta vantagens e desvantagens na medida em que pode ter efeitos positivos ou negativos na estabilidade do cimento e, consequentemente, na estabilidade e sucesso do implante. Se, por um lado é intuitivo admitir que os poros aumentam as tensões e actuam como iniciadores de rotura, por outro lado podem ter um papel preponderante na limitação da propagação das roturas, prolongando, o tempo de vida do implante (Lewis, 1997; Ohashi e Dauskardt, 2000).

Numa revisão dos factores que afectam a resistência da interface osso-implante, An e Draughn (2000) sugerem uma espessura óptima de cimento de 4 mm na região proximal do fémur e uma espessura óptima de 2 mm na região distal.

A centralização do implante no canal medular tem como principal objectivo uniformizar a espessura do manto de cimento. Uma centralização incorrecta (Figura 2-9) resulta na não-uniformidade da espessura do manto de cimento (Figura 2-10).

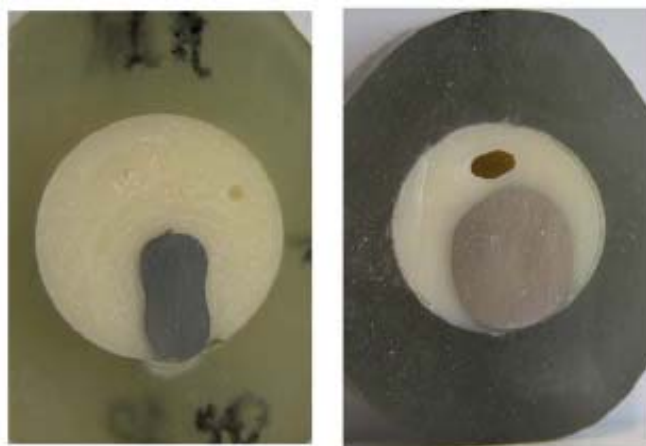


Figura 2-9 – Efeito da descentralização da prótese na heterogeneidade do manto de cimento ósseo (Ramos et al., 2006)

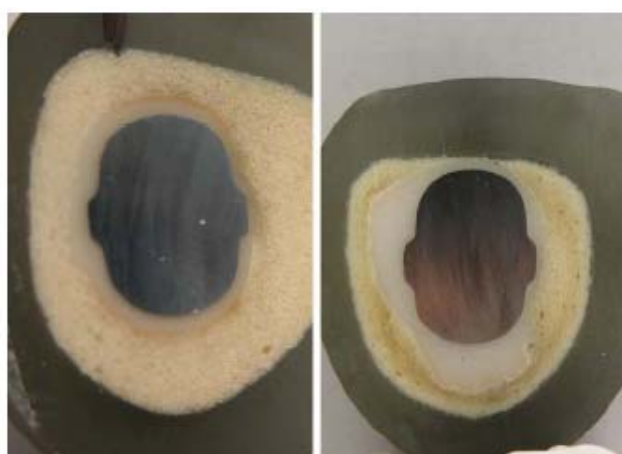


Figura 2-10 – Manto de cimento ósseo: (a) uniforme e (b) não-uniforme (Ramos et al., 2006)

Fisher et al. (1997) avaliaram o efeito da espessura do manto de cimento nos campos de deformação em redor das hastes cimentadas. Os autores verificaram que um aumento de 54% na espessura provocou uma redução significativa (40-49%) nas deformações da porção distal do cimento e concluíram que uma maior espessura em redor das hastes pode reduzir os picos de deformação no cimento. Estok et al. (1997) estudaram os factores passíveis de influenciar as deformações do cimento ósseo em redor da região distal do implante femoral. Os autores verificaram que o factor que mais influencia os picos de deformação naquela região é a espessura do manto, sendo que uma maior espessura originou uma redução nas deformações axiais (69%) e de corte na extremidade distal do implante.

2.3.2 Interface Implante-Cimento

A falha da ligação da interface implante-cimento induz, em grande extensão, o desprendimento do implante. Em próteses cimentadas, este fenómeno deve-se a cargas dinâmicas que geram tensões cíclicas e diminuem a resistência mecânica das interfaces, podendo conduzir à microrotura da interface e originar roturas no cimento. Quer a falha da interface implante-cimento, quer a propagação de falhas internas e microroturas no manto de cimento, são causas de acumulação de dano no material ligante.

A acumulação de dano pode posteriormente dar origem a defeitos críticos comprometendo a integridade da prótese (Figura 2-11) (McCormack et al., 1996).



**Figura 2-11 – Fractura do cimento em redor da extremidade distal do componente femoral
(Ostlere e Soin, 2003)**

Também o aparecimento de partículas de desgaste, que são transportadas entre ambas as interfaces, induz acumulação de dano. Esses detritos provocam osteólise local, degradando o osso circundante e reduzindo a sua rigidez (Verdonschot e Huiskes, 1997).

A ausência de ligação química entre o cimento ósseo e o osso e entre o cimento e o implante significa que a resistência da ligação depende da fixação mecânica (*mechanical interlocking*) entre o implante e o cimento ósseo. Lu (2001), citando outros autores, refere que várias análises de tensão-deformação, experimentais ou a partir do método de elementos finitos, previram que o descolamento na interface cimento-implante pode aumentar ou triplicar as tensões no manto de cimento ósseo.

Existem vários factores passíveis de afectar a resistência da interface implante-cimento nomeadamente, a geometria do implante, a sua superfície, as propriedades materiais do implante, a qualidade do cimento ósseo e a técnica de introdução do mesmo, a presença de detritos (i.e., *particulate debris*) e *stress shielding*, entre outros (An e Draughn, 2000).

A geometria do implante, e o efeito desta na estabilidade do sistema e na resistência da interface cimento-implante, tem sido alvo de estudos por vários autores (Vaughn et al., 2003; Berry, 2004; Latham e Goswami, 2004; Klues et al., 2006).

As propriedades materiais, quer do implante quer do cimento ósseo, têm um papel crítico no tempo de vida e na resistência da interface cimento-implante.

Os detritos (*debris*), provenientes do desgaste dos materiais constituintes da prótese e das superfícies articulares, invadem as interfaces implante-osso gerando reacções de inflamação e fenómenos de reabsorção óssea.

O fenómeno de *stress shielding*, associado aos problemas de *design* do implante, pode debilitar a estabilidade mecânica da prótese implantada uma vez que as cargas que inicialmente eram suportadas pelo osso são agora na sua maioria suportadas pelo implante, provocando atrofia do osso e possível reabsorção óssea (Smith, 1999; An e Draughn, 2000; Schultz, 2002). Lu (2001), citando outros autores, refere que a colocação de um implante no canal femoral altera radicalmente a distribuição das tensões no fémur. Estas alterações locais no ambiente induzem, consequentemente, variações na arquitectura do osso. De um modo geral, verifica-se que, após a introdução de um implante, o fémur é menos solicitado na região proximal-medial e que a região distal-lateral é sobrecarregada.

2.3.3 Interface Cimento-Osso

Enquanto alguns autores defendem que o desprendimento do implante tem início na interface cimento-implante, outros há que acreditam que a falência da prótese tem início na interface cimento-osso.

A falência numa ou noutra interface depende das propriedades mecânicas da interface cimento-implante. Funk e Litsky (1998) analisaram o efeito do módulo do cimento ósseo nas propriedades de corte da

interface cimento-osso. Os autores verificaram que as propriedades da interface ao corte (i.e., resistência e módulo da interface) são determinadas pelo material mais rígido da região compósita.

Mann et al. (1999) analisaram a resistência da interface cimento-osso à tracção e ao corte, tendo observado que a resistência aparente da interface é significativamente superior ao corte. Os autores obtiveram também valores superiores para a energia de rotura e deslocamento da interface.

Gardiner e Hozack (1994) analisaram a falência da interface cimento-osso e verificaram que o aperfeiçoamento da ligação cimento-implante pode resultar num aumento das tensões transferidas para a interface cimento-osso, favorecendo mais rapidamente a falência do sistema.

A geometria irregular da interface cimento-osso resulta da rugosidade da superfície do osso trabecular e dos espaços vazios, fluidos e detritos sólidos. Esta irregularidade reduz a área de contacto, conduzindo a um aumento de tensões, bem como à criação de descontinuidades na interface.

Lewis (1997) referiu, numa revisão ao estado de arte dos cimentos ósseos, que a vulnerabilidade da interface cimento-osso se deve à não-adesão entre o cimento e o osso.

A pressurização do cimento ósseo contribui para a fixação adequada entre os componentes protésicos e o osso. An e Draughn (2000) referem que a preparação do cimento ósseo em vácuo contribui para a diminuição da porosidade do material, aumentando o tempo de vida do cimento ósseo. Lu (2001), citando outros autores, refere que testes experimentais mostram que a utilização deste tipo de técnicas de cimentação origina um aumento significativo no tempo de vida e resistência à fadiga do cimento ósseo. Diferentes técnicas de introdução do cimento no local do implante tem sido exploradas, visando melhorar o sucesso global do implante (Horne et al., 2002).

Vários autores sugeriram que a resistência da interface cimento-osso está relacionada com a percentagem de interdigitação entre o cimento e o osso (Mann et al., 1997 citando outros autores; Funk e Litsky, 1998, Lucksanasombool et al., 2002). Uma vez que o osso e o cimento interdigitam, não existe uma única interface entre eles mas sim uma região compósita de osso trabecular e cimento que estabelece uma interface com o osso trabecular de um lado e com o cimento do outro. Lucksanasombool et al. (2002) compararam as características de colapso em vários compósitos cimento-osso trabecular e observaram que a contribuição do osso trabecular na resistência à propagação de roturas é análoga à observada em redes fibrosas. Apesar da ausência de ligação química, os autores registaram que são necessários vários níveis de energia para induzir a rotura em compósitos PMMA-osso trabecular.

A espessura da região compósita tem um efeito directo na resistência da interface e quanto maior for o grau de interdigitação, maior será a resistência. Mann et al. (1997) obtiveram uma relação moderada entre

a resistência à tracção da interface cimento-osso e a quantidade de osso interdigitado com o cimento. Funk e Litsky (1998) referem que o aumento da densidade óssea dificulta a capacidade de interdigitação e, conseqüentemente, a resistência da interface.

Kim et al. (2004) desenvolveram um modelo de dano por fadiga para a interface cimento-osso, tendo sugerido que a resposta da interface ao dano é parcialmente desencadeada pelo dano do osso trabecular que interdigita com o cimento.

Race et al. (2003) analisaram alguns dos aspectos mecânicos relevantes para uma mais profunda compreensão do descolamento de implantes cimentados, tendo verificado que as microroturas têm início, mais provavelmente, na interface cimento-osso. Os autores verificaram ainda que o dano é predominante na mesma.

2.4 Referências

- An, YH, Draughn, RA**, 2000. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface. Boca Raton, CRC Press.
- Berry, DJ**, 2004. Cemented Femoral Stems: What matters most. *The Journal of Arthroplasty* 19, 83-84.
- Bevill, SL, Bevill, GR, Penmetsa, JR, Petrella, AJ, Rullkoetter, PJ**, 2005. Finite element simulation of early creep and wear in total hip arthroplasty. *Journal of Biomechanics* 38, 2365-2374.
- Branson, JJ, Goldstein, WM**, 2003. Home study program: Primary total hip arthroplasty. *AORN Journal* 78, 946-974.
- Delee, JG, Charnley, J**, 1976. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement, *Clinical Orthopaedic & Related Research* 121, 20-32.
- Duda, GN, Heller, M, Albinger, J, Schulz, O, Schneider, E, Claes, L**, 1998. Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *Journal of Biomechanics* 31, 841-846.
- Estok, DM, Orr, TE, Harris, WH**, 1997. Factors affecting cement strains near the tip of a cemented femoral component. *The Journal of Arthroplasty* 12, 40-48.
- Franklin, J, Robertsson, O, Gestsson, J, Lohmander, LS, Ingvarson, T**, 2003. Revision and complication rates in 654 Exeter total hip replacements with a maximum follow-up of 20 years. *BMC Musculoskeletal Disorder* 4(I):6.
- Fisher, DA, Tsang, AC, Paydar, N, Millionis, S, Turner, CH**, 1997. Cement-mantle thickness affects cement strains in total hip replacement. *Journal of Biomechanics* 30, 1173-1177.
- Funk, MJ, Litsky, AS**, 1998. Effect of cement modulus on the shear properties of the bone-cement interface. *Biomaterials* 19, 1561-1567.
- Gardiner, RC, Hozack, WJ**, 1994. Failure of the cement-bone interface. A consequence of strengthening the cement-prosthesis interface. *Journal of Bone Joint Surgery Br* 76, 49-52.
- Gruen, TA, McNeice, GM, Amstutz, HC**, 1979. Modes of failure of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 141, 17-27.
- Horne, JG, Bruce, W, Devane, PA, Teoh, HH**, 2002. The effect of different cement insertion techniques on the bone-cement interface. *The Journal of Arthroplasty* 17, 579-583.

Hung, JP, Chen, JH, Chiang, HL, Wu, JSS, 2004. Computer simulation on fatigue behaviour of cemented hip prostheses: a physiological model. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 76, 103-113.

James, ETR, Hunter, GA, Cameron, HU, 1982. Total hip revision arthroplasty: does sepsis influence the results. *Clinical Orthopaedics* 170, 88-94.

Kim, DG, Miller, MA, Mann, KA, 2004. A fatigue damage model for the cement-bone interface. *Journal of Biomechanics* 37, 1505-1512.

Klues, D, Martin, H, Mittelmeier, W, Schmitz, KP, Bader, R, 2006. Influence of femoral head size on impingement, dislocation and stress distribution in total hip replacement. *Medical Engineering and Physics*, Article in Press.

Latham, B, Goswami, T, 2004. Effect of geometric parameters in the design of hip implants paper IV. *Materials and Design* 25, 715-722.

Lennon, AB, McCormack, BAO, Prendergast, PJ, 2003. The relationship between cement fatigue damage and implant surface finish in proximal femur prostheses. *Medical Engineering & Physics* 25, 833-841.

Lewis, G, 1997. Properties of acrylic bone cement: State of the art review. *Journal of Biomedical Materials Research* 38, 155-182.

Lu, Z, 2001. Finite element analysis of the effects of stem geometry, surfaces finish and cement viscoelasticity on debonding and subsidence of total hip prosthesis. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Faculty of the Graduate School, University of Southern California, California.

Lucksanasombool, P, Higgs, WAJ, Ignat, M, Higgs, RJED, Swain, MV, 2002. Comparison of failure characteristics of a range of cancellous bone – bone cement composites. Wiley Periodicals, Inc.

Mann, KA, Ayers, DC, Werner, FW, Nicoletta, RJ, Fortino, MD, 1997. Tensile strength of the cement-bone interface depends on the amount of bone interdigitated with PMMA cement. *Journal of Biomechanics* 30, 339-346.

Mann, KA, Werner, FW, Ayers, DC, 1999. Mechanical strength of the cement-bone interface is greater in shear than in tension. *Journal of Biomechanics* 32, 1251-1254.

McCormack, BAO, **Prendergast**, PJ, 1996. An analysis of crack propagation paths at implant/bone-cement interfaces. *Journal of Biomechanical Engineering* 118, 579-585.

McCormack, BAO, **Prendergast**, PJ, **Gallagher**, DG, 1996. An experimental study of damage accumulation in cemented hip prosthesis. *Clinical Biomechanics* 11, 214-219.

Nicolella, DP, 2001. A probabilistic analysis of the cemented femoral component of a total hip replacement. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Case Western Reserve University.

Ohashi, KL, **Dauskardt**, RH, 2000. Effects of fatigue loading and PMMA precoating on the adhesion and subcritical debonding of prosthetic-PMMA interfaces. *Journal of Biomedical Materials Research* 51, 172-183.

Ostlere, S, **Soin**, S, 2003. Imaging of prosthetic joints. *Imaging* 15, 270-285.

Pérez, MA, **Ferrer**, R, **Gómez**, MJ, **García**, JM, **Doblaré**, M, 2001. Simulation of debonding process in THA. XVIIIth Congress International Society of Biomechanics, Zurich.

Race, A, **Miller**, MA, **Ayers**, DC, **Mann**, KA, 2003. Early cement damage around a femoral stem is concentrated at the cement/bone interface. *Journal of Biomechanics* 36, 489-496.

Ramos, A, **Fonseca**, F, **Simões**, JA, 2006. Ensaio *in vitro* de fadiga permitem distinguir “boas” e “menos boas” próteses de anca cimentadas. In Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia.

Serra, LMA, 2001. Critérios Fundamentais em Fracturas e Ortopedia, 2ª Ed., LIDEL, Lisboa.

Smith, PM, 1999. Finite element analysis of the human femur: a validation study. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Master in Science, Faculty of Engineering and Applied Science, Memorial University of Newfoundland, Canada.

Topoleski, LD, **Ducheyne**, P, **Cuckler**, JM, 1990. A fractographic analysis of in vivo poly (methyl methacrylate) bone cement failure mechanisms. *Journal of Biomedical Materials and Research* 24, 135-159.

Vaughn, BK, **Fuller**, E, **Peterson**, R, **Capps**, SG, 2003. Influence of Surface Finish in Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 18, 110-115.

Yetkinler, DN, **Litsky**, AS, 1998. Viscoelastic behaviour of acrylic bone cements. *Biomaterials* 19, 1551-1559.

Zor, M, Küçük, M, Aksoy, S, 2002. Residual stress effects on fracture energies of cement-bone and cement-implant interfaces. *Biomaterials* 23, 1595-1601.

Capítulo III

3 Estudo Experimental

Os mecanismos de fractura dos ossos podem ser melhor compreendidos a partir do conhecimento das propriedades mecânicas do osso trabecular.

O osso trabecular está continuamente sujeito a cargas, quer as que resultam das actividades diárias quer as que resultam de possíveis traumas físicos. A determinação das suas propriedades mecânicas é uma tarefa complexa, dada a elevada porosidade e arquitectura, que variam entre locais anatómicos e indivíduos.

A primeira parte do trabalho experimental tratou de determinar o tempo de descongelamento de provetes de osso trabecular bovino. Na segunda parte testaram-se e caracterizaram-se provetes de osso trabecular humano em compressão.

3.1 Determinação do Tempo de Descongelamento de Provetes de Osso Trabecular Bovino

O congelamento dos provetes de osso é um dos métodos de preservação das amostras mais comumente utilizados. Linde e Sorensen (1993) analisaram o efeito das condições de armazenamento nas propriedades mecânicas do osso trabecular e verificaram que nem o congelamento dos provetes nem os ciclos de descongelamento-testes-congelamento alteram a sua rigidez. Contudo, os autores verificaram que as propriedades viscoelásticas são mais sensíveis ao método de preservação. Kang et al. (1997) determinaram o efeito dos ciclos de congelamento-descongelamento na força de indentação máxima e na rigidez do osso trabecular bovino, para diferentes condições de congelamento (solução salina e ar) e diferentes métodos de descongelamento (solução salina e ar), não tendo observado alterações significativas nas propriedades analisadas. Boutros et al. (2000) realizaram uma análise semelhante com osso cortical canino observando aumentos marginais nos módulos de flexão e torção (8% e 9%, respectivamente). Contudo, os autores concluíram que estas alterações estavam relacionadas com variações no grau de desidratação dos provetes em cada intervalo de descongelamento e não com o número de ciclos de congelamento-descongelamento.

Na Tabela II apresenta-se uma revisão bibliográfica de algumas abordagens utilizadas por diferentes autores relativamente ao tempo de descongelamento utilizado.

Tabela II – Geometria, dimensões e tempos de descongelamento utilizados por vários autores

	Osso	Geometria	Dimensões (mm)	Tempo
Ouyang et al. (1997)	Humano	Rectangular	10 x 10 x 24	2 horas
Mitton et al. (1997)	Ovelhas	Cilíndrica	L/D = 9:7.5	
			L/D = 5:7.5	
Dong et al. (2003)	Bovino	Cilíndrica	L/D = 5:8	1 hora
			L/D = 10:8	

Dada a heterogeneidade dos procedimentos encontrados na literatura, realizaram-se testes preliminares em provetes de osso trabecular bovino. Foi proposto um modelo teórico simples para previsão do tempo de descongelamento, que tem em conta as propriedades, geometria e dimensões dos provetes.

3.1.1 Modelo teórico para previsão do perfil de descongelamento do osso trabecular bovino

Um problema simples de transferência de calor por condução, em estado transiente, envolve um sólido que é sujeito a uma alteração rápida no seu ambiente térmico. Contudo, nem todos os problemas em regime transiente são simples e, muito frequentemente, estamos perante problemas onde os efeitos bi ou tridimensionais são significativos. Uma vez que o osso trabecular não é uma estrutura simples, um modelo teórico desenvolvido para prever o perfil de temperatura no osso tem que considerar os efeitos multidimensionais.

Considere-se um paralelepípedo a uma temperatura inicial uniforme T_i , imerso num meio a uma temperatura $T_x \neq T_i$. A solução unidimensional da temperatura no paralelepípedo é dada por (Incropera e DeWitt, 1998):

$$P(x,t) \equiv \frac{T(x,t) - T_\infty}{T_i - T_\infty} \bigg|_{\substack{\text{Parede} \\ \text{Plana}}}, \quad (8)$$

e o perfil de temperatura no paralelepípedo é definido pelo produto da solução dada pela equação (8) nas direcções x_1 , x_2 e x_3 (Figura 3-1).

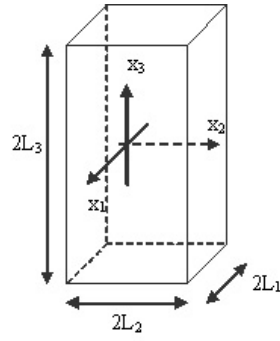


Figura 3-1 – Sistema de coordenadas aplicado ao paralelepípedo

Admitindo que o processo de transferência de calor ocorre por condução tridimensional, a temperatura num qualquer ponto do paralelepípedo vem dada por:

$$\frac{T(x_1, x_2, x_3, t) - T_\infty}{T_i - T_\infty} = P(x_1, t) \cdot P(x_2, t) \cdot P(x_3, t) \quad (9)$$

Consideremos agora um cilindro finito, inicialmente a uma temperatura uniforme T_i , imerso num meio a uma temperatura $T_x \neq T_i$. Dado que as dimensões (i.e., comprimento e diâmetro) do cilindro são comparáveis, a transferência de calor será significativa nas direcções radial (r) e axial (x). Consequentemente, a temperatura no interior do cilindro dependerá de r , x e t (Incropera e DeWitt, 1998):

$$\frac{T(x, r, t) - T_\infty}{T_i - T_\infty} = P(x, t) \cdot C(r, t), \quad (10)$$

onde:

$$C(r, t) \equiv \frac{T(r, t) - T_\infty}{T_i - T_\infty} \bigg|_{\substack{\text{Cilindro} \\ \text{Infinito}}} \quad (11)$$

Para problemas de transferência de calor em que ocorre convecção natural nas fronteiras do sólido, as condições fronteira e inicial são definidas do seguinte modo:

$$T(x, 0) = T_i \quad (12)$$

$$\frac{\partial T}{\partial x} \bigg|_{x=0} = 0 \quad (13)$$

$$-k \frac{\partial T}{\partial x} \bigg|_{x=L} = h[T(L, t) - T_\infty] \quad (14)$$

A equação (12) assume uma distribuição uniforme da temperatura no instante zero ($t = 0$ s), a equação (13) reflecte a existência de um plano de simetria e a equação (14) descreve a condição de superfície nos instantes de tempo superiores a zero.

Em problemas de transferência de calor que envolvem efeitos convectivos nas fronteiras, define-se um parâmetro adimensional denominado número de *Biot*:

$$Bi = \frac{hL_c}{k} = \frac{R_{cond}}{R_{conv}} \quad (15)$$

Um outro parâmetro característico dos problemas de condução de calor em regime transiente é o número de *Fourier*, que representa um tempo adimensional:

$$Fo = \frac{\alpha t}{L_c^2}, \quad (16)$$

onde a difusividade térmica, α , vem dada por:

$$\alpha = \frac{k}{\rho \cdot C_p} \quad (17)$$

Se o número de *Fourier* for superior a 0.2, a forma adimensional do perfil de temperatura pode ser aproximada pelo primeiro termo da série infinita:

$$\theta_{x_i}^* = \frac{\theta_{x_i}}{\theta_i} = \frac{T(x_i, t) - T_\infty}{T_i - T_\infty} = C_1 \cdot \exp(-\xi_1^2 \cdot Fo) \cdot \cos(\xi_1 \cdot x_i^*), \quad (18)$$

estando as constantes C_1 e ξ_1 tabeladas para uma gama de números de *Biot* (Incropera e DeWitt, 1998).

O perfil de temperatura determinado no centro do provete, $(x_1, x_2, x_3)^* = (0,0,0)$, tem uma simplificação adicional visto que $\cos(-\xi_1^2 \cdot x_i^*) = 1$. Desta forma, a equação (15) vem:

$$\theta_{x_i}^* = \frac{\theta_{x_i}}{\theta_i} = \frac{T(x_i, t) - T_\infty}{T_i - T_\infty} = C_1 \cdot \exp(-\xi_1^2 \cdot Fo) \quad (19)$$

De forma a poder efectuar cálculos utilizando o modelo simplificado, descrito pela equação anterior, a geometria, calor específico e condutividade térmica dos provetes têm que ser definidos.

Clattenburg et al. (1975) determinaram as propriedades térmicas do osso trabecular bovino. Os autores referem que ambas as propriedades térmicas são isotrópicas relativamente à orientação das trabéculas.

Wong et al. (2001) desenvolveram um modelo hipotético de condução de calor para implantes dentários, tendo utilizado as propriedades térmicas medidas por Clattenburg et al. (1975): $\rho = 1920 \text{ kg/m}^3$, $k = 0.3 \text{ W / (m K)}$ e $C_p = 1440 \text{ J / (kg K)}$. Stanczyk e Van Rietbergen (2004) analisaram o perfil térmico da polimerização do cimento ósseo na interface cimento-osso e consideraram que as propriedades térmicas da água constituem uma aproximação razoável às propriedades térmicas da medula óssea ($\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$, $k = 0.6 \text{ W / (m K)}$ e $C_p = 4200 \text{ J / (kg K)}$).

A porosidade dos provetes pode ser obtida a partir de estimativas das densidades do tecido ósseo e da medula óssea:

$$\rho_{\text{Proвете}} = \rho_{\text{Tecido}} \cdot (1 - f) + \rho_{\text{Medula}} \cdot f \quad (20)$$

A equação (20) constitui uma fraca aproximação das propriedades do osso uma vez que considera uma estrutura paralela entre os elementos de tecido ósseo e os de medula óssea. Contudo, uma vez que não foram realizadas quaisquer medições experimentais, esta aproximação foi adoptada para manter a simplicidade do problema.

As propriedades térmicas dos provetes testados foram estimadas a partir de uma média ponderada entre as propriedades térmicas do tecido ósseo e da medula óssea, apresentadas por Wong et al. (2001) e Stanczyk e Van Rietbergen (2004), respectivamente.

$$k_{\text{Proвете}} = k_{\text{Tecido}} \cdot (1 - f) + k_{\text{Medula}} \cdot f \quad (21)$$

$$Cp_{\text{Proвете}} = Cp_{\text{Tecido}} \cdot (1 - f) + Cp_{\text{Medula}} \cdot f \quad (22)$$

As propriedades térmicas dos provetes foram consideradas constantes, para efeitos de simplificação do problema.

A limpeza dos provetes (remoção de gordura e da medula óssea) não foi efectuada consequentemente, a densidade dos provetes apresentada é definida como a razão entre a massa do provete e o seu volume. Para os provetes de osso trabecular bovino foi obtida uma densidade média de $1.294 \pm 0.179 \text{ kg/m}^3$.

Os provetes foram submetidos a diferentes condições de descongelamento: ao ar (numa superfície de cortiça) ou imersos em soro fisiológico.

Os coeficientes de transferência de calor por convecção foram estimados através de correlações empíricas, disponíveis para convecção natural em regime laminar e para várias geometrias, e que são adequadas para a maioria dos cálculos de engenharia (Incropera e DeWitt, 1998).

A correlação utilizada foi a seguinte:

$$\overline{Nu}_{L_c} = \frac{\bar{h}L_c}{k} = 0.68 + \frac{0.67Ra_{L_c}^{1/4}}{\left[1 + \left(\frac{0.492}{Pr}\right)^{9/16}\right]^{4/9}}, \quad Ra_{L_c} \leq 10^9, \quad (23)$$

onde Nu representa o número de *Nusselt*, Ra representa o número de *Rayleigh*, Pr representa o número de *Prandtl*, L_c representa a dimensão característica do provete, k é a condutividade térmica e h representa o coeficiente de transferência de calor por convecção.

Aplicando a correlação apresentada na equação (23), foram obtidos os valores médios 10.60 W/ (m² K) e 938.9 W/ (m² K) para os coeficientes de transferência de calor por convecção do ar e do soro fisiológico, respectivamente. Para o cálculo do coeficiente de transferência de calor por convecção foram utilizadas as propriedades da água.

3.1.2 Determinação do tempo de descongelamento de osso trabecular bovino

Alterações em determinados parâmetros, nomeadamente a temperatura de congelamento, as dimensões dos provetes, densidade, condições de armazenamento e descongelamento, podem conduzir a variações no tempo de descongelamento.

Onze provetes foram maquinados com geometria cúbica, paralelepípedica ou cilíndrica (Figura 3-2).



Figura 3-2 – Geometrias dos provetes de osso trabecular bovino estudadas

A geometria, volume e densidade dos provetes maquinados encontra-se sumariada na Tabela III.

Tabela III – Geometria, volume e densidade dos provetes de osso trabecular bovino preparados

	Geometria	Volume (cm³)	Densidade (g/cm³)
1	CUB 10	0.821	1.486
2	CUB 10	0.966	1.183
3	CUB 20	8.474	1.188
4	CUB 20	9.110	1.284
5	CUB 20	9.054	1.118
6	CUB 20	8.352	1.072
7	RECT 20	1.947	1.289
8	RECT 40	6.237	1.028
9	CYL	0.181	1.315
10	CYL	0.151	1.561
11	CYL	0.188	1.190

CUB 10 – Cubo 10 x 10 x 10 mm; **CUB 20** – Cubo 20 x 20 x 20 mm; **CYL** – Cilindro L = 10 mm e D = 5 mm; **RECT 20** – Paralelepípedo 10 x 10 x 20 mm; **RECT 40** – Paralelepípedo 10 x 15 x 40 mm.

Após a maquinagem, os provetes foram perfurados com uma broca ($\varnothing = 0.7$ mm), armazenados e congelados (ao ar ou envoltos com gaze embebida em soro fisiológico), até à realização dos testes. O processo de perfuração foi controlado de modo a que o termopar ficasse colocado no centro geométrico dos provetes.

Os provetes foram congelados entre -22 e -5 °C. A temperatura ambiente registada foi 20.5 ± 2.0 °C.

O termopar foi ligado a uma unidade HBM *Spider8* (*Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Germany*). A frequência de aquisição dos dados variou de acordo com as dimensões dos provetes. Para diminuir os erros experimentais associados à medição da temperatura, o termopar foi introduzido dentro dos provetes e estes foram novamente congelados. Além disso, o orifício foi isolado com cola (Bostik Findley ®) após se ter introduzido o termopar (Figura 3-3). Todas as medições foram realizadas *in situ*.



Figura 3-3 – Isolamento do termopar no centro do provete

O modelo proposto foi aplicado às condições experimentais de cada provete testado, i.e., temperaturas inicial e de congelamento, geometria, dimensões e densidade, não tendo em conta fenómenos de mudança de fase que ocorrem durante o congelamento e descongelamento dos provetes de osso trabecular. Consequentemente, qualquer comparação estabelecida entre os resultados experimentais e teóricos apenas é válida para temperaturas superiores à temperatura para a qual ocorre a mudança de fase.

Os resultados experimentais e teóricos obtidos para um provete de osso trabecular bovino cúbico (20 x 20 x 20 mm), congelado a -8 °C, são apresentados na Figura 3-4.

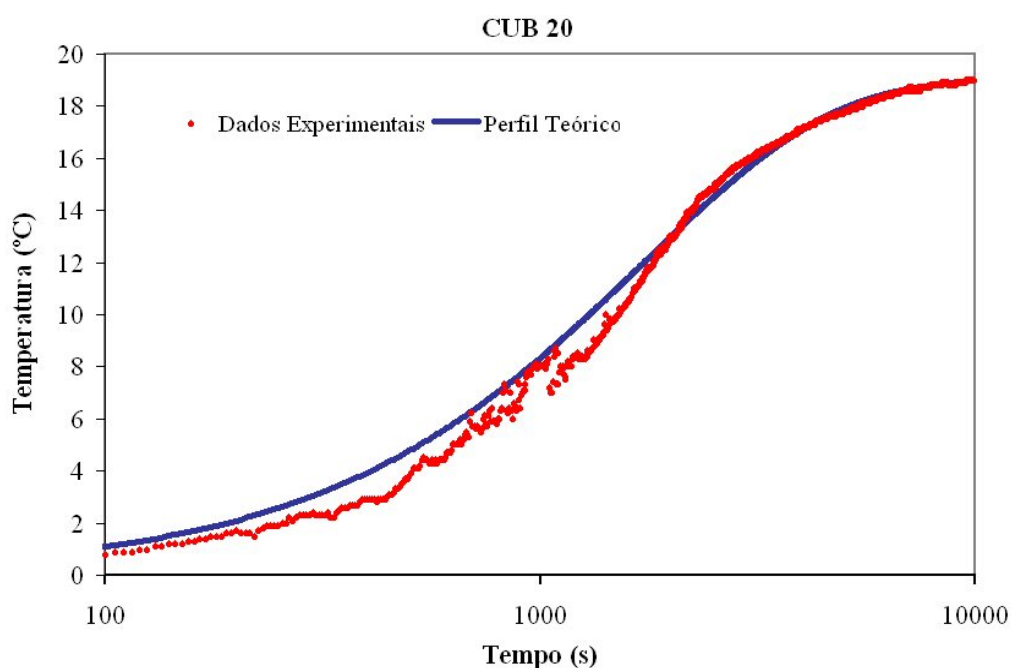


Figura 3-4 – Resultados experimentais e teóricos para um provete cúbico

A análise estatística realizada entre os resultados experimentais e teóricos, para todos os provetes testados, revelou que existe uma boa correlação entre as curvas experimental e teórica. O modelo teórico proposto, limitado a todas as simplificações que foram assumidas, parece permitir estimar de modo razoável os resultados experimentais.

Na Tabela IV apresentam-se as temperaturas experimental e teórica, após 1 hora, para todos os provetes. O instante zero ($t = 0$ h) corresponde ao instante imediatamente antes da remoção do provete do congelador. As temperaturas inicial e final aplicadas no modelo teórico foram as registadas experimentalmente para cada provete.

Tabela IV – Respostas experimental e teórica obtidas após 1 hora

	Geometria	T_{final} (°C)	T_{exp 1h} (°C)	T_{teor 1h} (°C)
1	CUB 10	19.39	19.29	19.33
2	CUB 10	19.29	18.29	19.18
3	CUB 20	18.99	16.30	15.35
4	CUB 20	20.28	18.59	15.74
5	CUB 20	19.69	15.80	15.28
6	CUB 20	19.89	18.09	15.74
7	RECT 20	20.18	19.39	19.43
8	RECT 40	21.28	21.12	21.18
9	CYL	20.28	20.28*	20.28
10	CYL	20.48	20.48*	20.48
11	CYL	20.58	20.58*	20.58

CUB 10 – Cubo 10 x 10 x 10 mm; **CUB 20** – Cubo 20 x 20 x 20 mm; **CYL** – Cilindro L = 10 mm e D = 5 mm; **RECT 20** – Paralelepípedo 10 x 10 x 20 mm; **RECT 40** – Paralelepípedo 10 x 15 x 40 mm.

Verificou-se que, após 1 hora, todos os provetes atingiram pelo menos 86% da resposta teórica prevista. Os resultados apresentados na Tabela IV indicam que os provetes CUB 20 e RECT 40 atingem temperaturas experimentais superiores às previstas pelo modelo proposto. Dado que não foram contemplados fenómenos de mudança de fase, seria de esperar a relação inversa. Contudo, uma vez que o perfil teórico depende das propriedades térmicas utilizadas e, tendo em conta a estimativa grosseira daquelas, a relação expectável entre os resultados experimentais e teóricos pode não constituir um resultado de análise directo.

3.1.3 Efeito da geometria e do volume dos provetes no tempo de descongelamento

Uma outra interpretação dos resultados experimentais permite avaliar a influência da geometria e do volume dos provetes no tempo de descongelamento. Para esse efeito, foram analisados provetes com geometria paralelepipedica (10 x 10 x 20 mm e 10 x 15 x 40 mm), cúbica (10 x 10 x 10 mm e 20 x 20 x 20 mm) e cilíndrica (L/D = 10/5 mm).

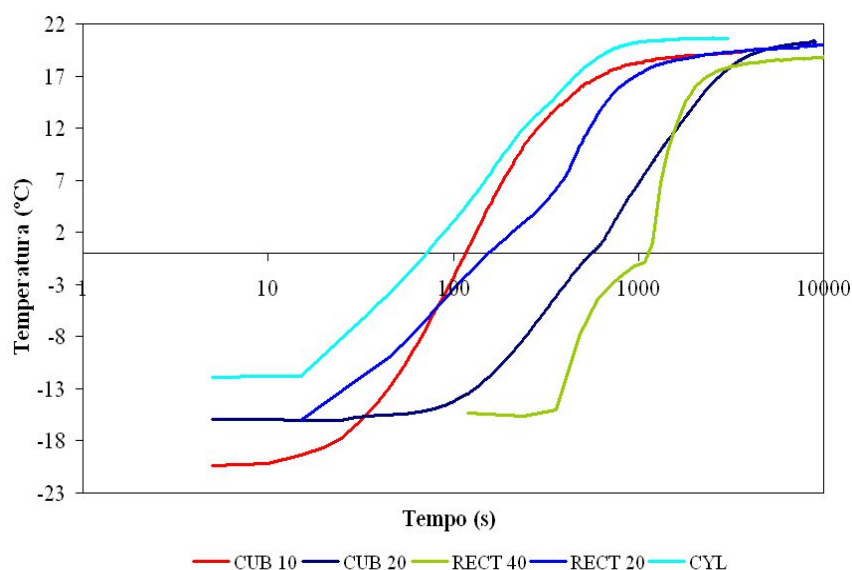


Figura 3-5 – Efeito da geometria e do volume no processo de descongelamento

A Figura 3-5 apresenta alguns resultados representativos do tempo de descongelamento de osso trabecular bovino para as 5 geometrias estudadas. Verifica-se que o fenómeno de descongelamento é mais rápido para os provetes com menor volume, como esperado. Uma primeira análise à figura anterior pode induzir o leitor em erro uma vez que o provete cúbico de menor dimensão, CUB 10, congelado a uma temperatura mais baixa, apresenta um perfil de descongelamento mais rápido do que os provetes CUB 20, RECT 20 e RECT 40 contudo, uma análise directa não pode ser feita uma vez que se tratam de provetes com volumes diferentes.

O provete paralelepípedo RECT 40 (10 x 15 x 40 mm) exhibe um aumento abrupto do declive da curva de descongelamento, ao qual está associada a mudança de fase. Esta observação deveria ser verificada para todos os provetes testados contudo, o facto de tal não se verificar pode reflectir um baixo teor de água no colagénio e na medula óssea dos provetes CUB 10, CUB 20, RECT 20 e CYL aqui comparados, podendo conduzir, consequentemente, a uma mudança de fase menos acentuada durante o processo de descongelamento. Não obstante, uma vez que não foram efectuadas medidas experimentais da porosidade dos provetes, estas ilações não podem ser generalizadas.

O volume e densidade dos provetes encontram-se sumariados na Tabela III. Com excepção dos provetes cilíndricos, cujas dimensões são reduzidas, verifica-se que quanto menor é a densidade do provete, mais abrupto é o aumento instantâneo do declive da curva.

3.1.4 Efeito da temperatura de congelamento dos provetes no tempo de descongelamento

Os perfis experimentais de temperatura de um provete paralelepípedo (10 x 10 x 20 mm), congelado a diferentes temperaturas, são apresentados na Figura 3-6. A temperatura ambiente registada foi de aproximadamente 20 °C.

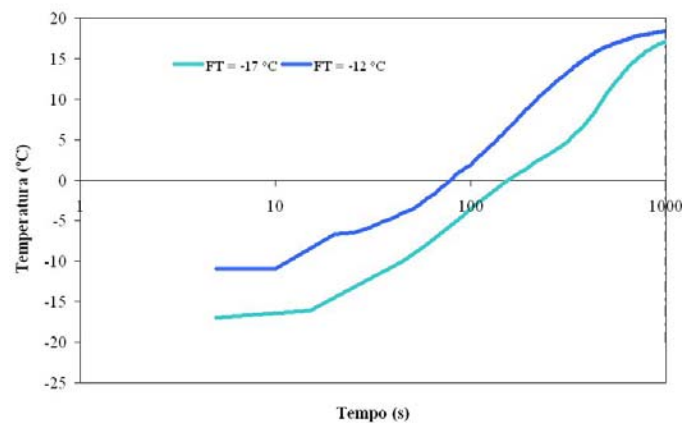


Figura 3-6 – Efeito da temperatura de congelamento no perfil de temperatura

Verifica-se que a temperatura de congelamento afecta a mudança de fase e o tempo necessário para que os provetes atinjam a temperatura ambiente. A alteração no declive da curva, característica da mudança de fase, é mais abrupta nos casos em que a temperatura de congelamento é inferior. Como previsto, os provetes mais frios necessitam de mais tempo para descongelar.

A relação entre a temperatura de congelamento, a geometria e dimensões dos provetes e o tempo de descongelamento está representada na Figura 3-7.

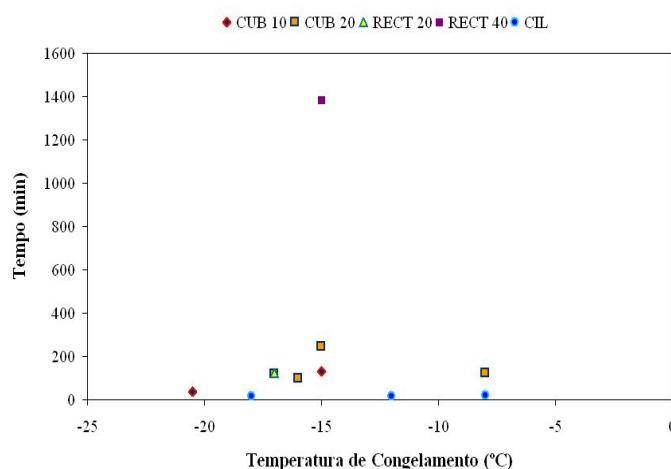


Figura 3-7 – Distribuição do tempo de descongelamento de acordo com a geometria e a temperatura de congelamento

Na Figura 3-7 verifica-se que o tempo de descongelamento dos provetes cilíndricos não é afectado por variações na temperatura de descongelamento. Verifica-se também que os 3 provetes congelados a -15 °C exibem diferentes tempos de descongelamento, resultantes de variações no seu volume: maior volume implica um maior tempo de descongelamento. O mesmo se observa no caso dos provetes congelados a -8°C.

3.1.5 Efeito da densidade dos provetes no tempo de descongelamento

O efeito da densidade no tempo de descongelamento dos provetes foi avaliado. A relação entre a densidade dos provetes, a geometria e as suas dimensões e o tempo de descongelamento está representada na Figura 3-8.

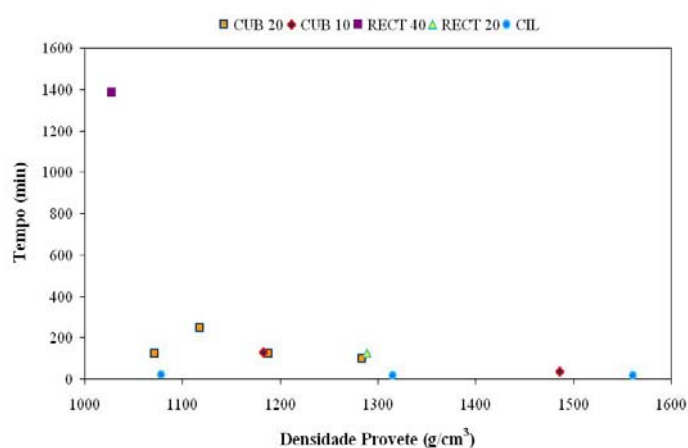


Figura 3-8 – Distribuição do tempo de descongelamento de acordo com a geometria e a densidade dos provetes

A correlação entre a densidade dos provetes, a temperatura de congelamento, a geometria e o tempo de descongelamento foi avaliada a partir de uma análise estatística dos dados. É de referir, no entanto, que dada a pequena dimensão da população amostral, quaisquer ilações que daqui possam ser tiradas não devem ser generalizadas.

Tabela V – Correlação entre a densidade dos provetes, a temperatura de congelamento, a geometria e o tempo de descongelamento (correlações significativas para $p < 0.05$)

	Geometria	Densidade	Temperatura	Tempo
Geometria	1.00	0.41	0.30	-0.07
Densidade	0.41	1.00	0.23	-0.53
Temperatura	0.30	0.23	1.00	0.02
Tempo	-0.07	-0.53	0.02	1.00

Como se pode verificar na Tabela V, não existe uma relação linear significativa entre as variáveis. Contudo, a densidade dos provetes é a propriedade que aparenta exibir um maior efeito no tempo de descongelamento.

3.1.6 Efeito das condições de descongelamento

Para avaliar o efeito do meio de descongelamento (ao ar ou submerso em solução fisiológica) no tempo de descongelamento, foram realizados testes em provetes anteriormente descongelados ao ar. Os provetes seleccionados para esta análise foram os de geometria cúbica com dimensão nominal de 20 mm, por serem os de maior volume. Dado o elevado nível de desidratação dos provetes rectangulares após os testes ao ar, estes não puderam ser utilizados nesta análise.

Os resultados experimentais da análise são apresentados na Figura 3-9.

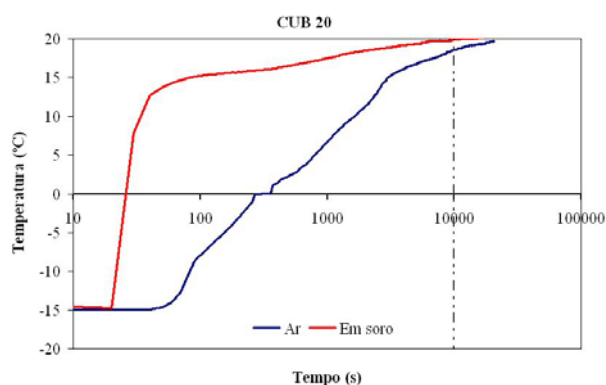


Figura 3-9 – Efeito do ambiente de descongelamento no tempo de descongelamento

Verifica-se que o ambiente de descongelamento afecta significativamente o tempo de descongelamento dos provetes. O descongelamento dos provetes imersos em soro fisiológico é muito mais rápido do que o daqueles descongelados ao ar, como esperado.

3.1.7 Análise Numérica do Perfil de Descongelamento

O perfil de temperatura durante o descongelamento de provetes cúbicos de osso trabecular bovino foi ainda avaliado num modelo numérico tridimensional. Foi utilizado o programa de elementos finitos ABAQUS® (Versão 6.4.1) Devido às condições de simetria, apenas $\frac{1}{4}$ da geometria foi analisada (Figura 3-10).

O modelo estudado é definido por 64 elementos de geometria hexaédrica (DC3D8).

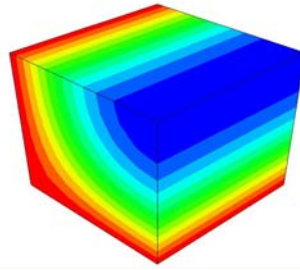


Figura 3-10 – Descongelamento de provetes de osso trabecular bovino obtido por análise de elementos finitos

Foi feita uma monitorização da temperatura, ao longo do tempo, em dois pontos, como se apresenta na Figura 3-11. O processo de descongelamento é mais lento na superfície interior do provete, como esperado.

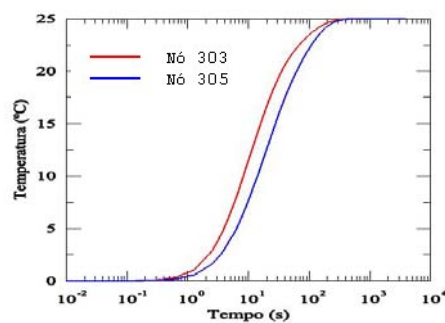


Figura 3-11 – Perfil de temperatura, obtido numericamente, para diferentes locais do provete

Nota: (303 – interior; 305 – exterior)

A análise numérica do perfil de temperatura durante o descongelamento de provetes cúbicos de osso trabecular bovino revelou que o modelo proposto para o descongelamento de provetes cúbicos de osso trabecular produz perfis semelhantes aos calculados por via numérica (Figura 3-12).

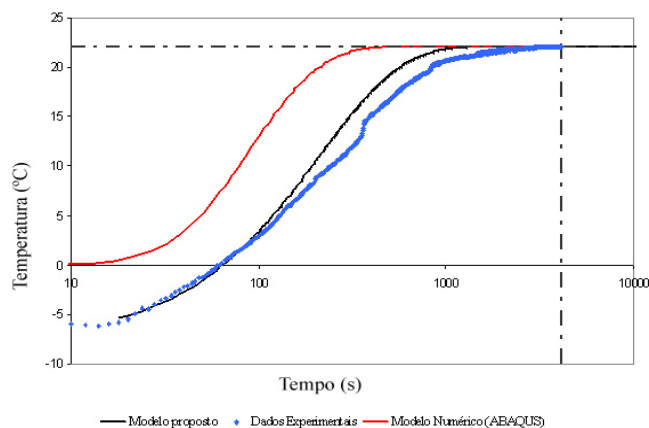


Figura 3-12 – Perfil de descongelamento de provetes de osso trabecular bovino, para as abordagens experimental, matemática e numérica

Não obstante, verifica-se que o modelo numérico é significativamente mais rápido do que os dados experimentais medidos e os dados obtidos pelo modelo proposto.

3.1.8 Conclusões

Os resultados experimentais e teóricos evidenciam que o descongelamento de provetes de osso trabecular de pequenas dimensões (i.e. dimensões compreendidas entre 10 e 40 mm), imersos em soluções salinas à temperatura ambiente, pode ser feito duas horas antes da realização de testes de compressão. Verificou-se que, após uma hora, todos os provetes atingiram, no mínimo, 86% da temperatura ambiente.

Afim de contabilizar a heterogeneidade das condições experimentais, o modelo proposto foi aplicado tendo em consideração as temperaturas de congelamento e final medida durante os testes para cada uma das análises.

A influência da geometria, densidade e temperatura de congelamento da amostra foi avaliada, tendo-se verificado que, apesar destas variáveis afectarem o perfil de descongelamento, a sua influência neste não é significativa para a determinação do tempo necessário e suficiente para o descongelamento dos provetes de osso trabecular bovino.

O meio de descongelamento (i.e. provetes descongelados ao ar ou imersos numa solução fisiológica à temperatura ambiente) regista efeitos directos e significativos no perfil de temperatura durante o processo global e no tempo final de descongelamento dos provetes. Observou-se um aumento significativo da velocidade de descongelamento dos provetes, quando imersos em soro fisiológico, como previsto. Também a temperatura de congelamento dos provetes afecta o perfil de descongelamento dos mesmos.

Os provetes que foram sujeitos a períodos de descongelamento muito longos (e.g. 12 horas) registaram níveis elevados de hidratação, invalidando quaisquer análises durante o processo de descongelamento.

A concordância entre os resultados experimentais e o modelo proposto sugere a existência de um método simples para obtenção de estimativas razoáveis relativamente às condições de descongelamento de provetes de osso trabecular bovino de pequenas dimensões. Não obstante, o modelo apresentado revela algumas limitações uma vez que não contempla fenómenos de mudança de fase dos componentes do osso.

A análise numérica do perfil de temperatura durante o descongelamento de provetes cúbicos de osso trabecular bovino revelou que o modelo proposto para o descongelamento de provetes cúbicos de osso trabecular produz resultados semelhantes aos calculados por via numérica.

3.2 Comportamento do Osso Trabecular em Compressão

3.2.1 Determinação das propriedades mecânicas do osso trabecular humano

Foram obtidas 3 cabeças femorais (Figura 3-13) de pacientes humanos sujeitos à artroplastia da anca no serviço de ortopedia dos Hospitais da Universidade de Coimbra, tendo-se procedido à análise radiográfica para determinação da direcção das tensões principais.

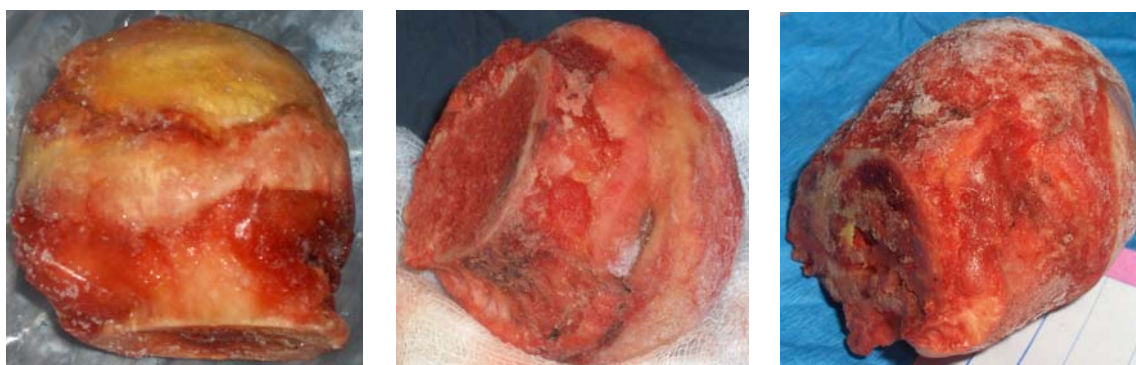


Figura 3-13 – Cabeças femorais obtidas para os testes de compressão

Após a determinação da direcção das tensões principais, procedeu-se à maquinagem dos provetes. Obtiveram-se 50 provetes cúbicos com dimensões médias de $10 \times 10 \times 10 \text{ mm}^3$.

De seguida, determinaram-se a massa e as dimensões dos provetes e calculou-se a densidade dos mesmos. Também se realizaram medições da densidade dos provetes utilizando o Princípio de Arquimedes. A densidade dos provetes foi determinada antes da realização dos testes mecânicos, tendo-se obtido um valor médio de $1.242 \pm 0.097 \text{ g/cm}^3$. A partir do Princípio de Arquimedes, obteve-se um valor médio de $1.324 \pm 0.132 \text{ g/cm}^3$.

Após a determinação da densidade, os provetes foram envolvidos em gaze embebida com soro fisiológico e armazenados a -8°C , em recipientes individuais de Poli (Tereftalato de Etileno). Os provetes foram descongelados ao ar, cerca de 1 hora antes da realização dos testes mecânicos. Todos os testes de compressão foram realizados à temperatura ambiente, utilizando uma máquina de testes mecânicos universal (Instron 1125), como se mostra na Figura 3-14.

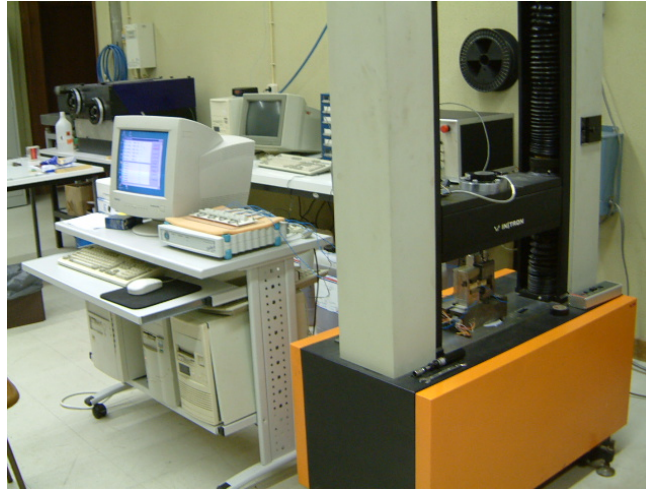


Figura 3-14 – Montagem experimental utilizada para os testes de compressão

Cada provete foi sujeito a 10 ciclos de carga e descarga, com uma força compressiva de -15 N, para garantir um melhor condicionamento entre as placas de compressão. Uma vez que, dependendo da irregularidade dos provetes, este condicionamento poderia induzir algum nível de deformação, o zero das deformações foi definido ao fim dos 10 ciclos de condicionamento.

Os provetes foram sujeitos a ensaios de compressão não-destrutivos até 5% de deformação (Bowman, 1997), a uma velocidade de deformação de 0.001/s (Ensaio I). Após a realização deste primeiro ensaio, os provetes foram divididos, aleatoriamente, em 3 grupos. Cada um destes grupos foi sujeito a um ensaio de compressão destrutivo à velocidade de deformação de 0.001/s, 0.01/s ou 0.1/s (Ensaio II). Os dados de tensão-deformação foram registados para todos os provetes em ambos os ensaios (Figura 3-15 e Figura 3-16).

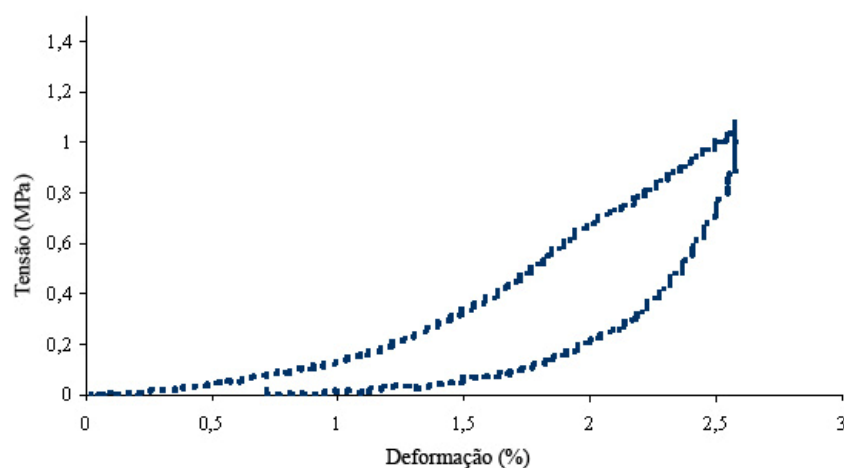


Figura 3-15 – Curva de tensão-deformação obtida a partir de um teste de compressão uniaxial não-destrutivo (Ensaio I)

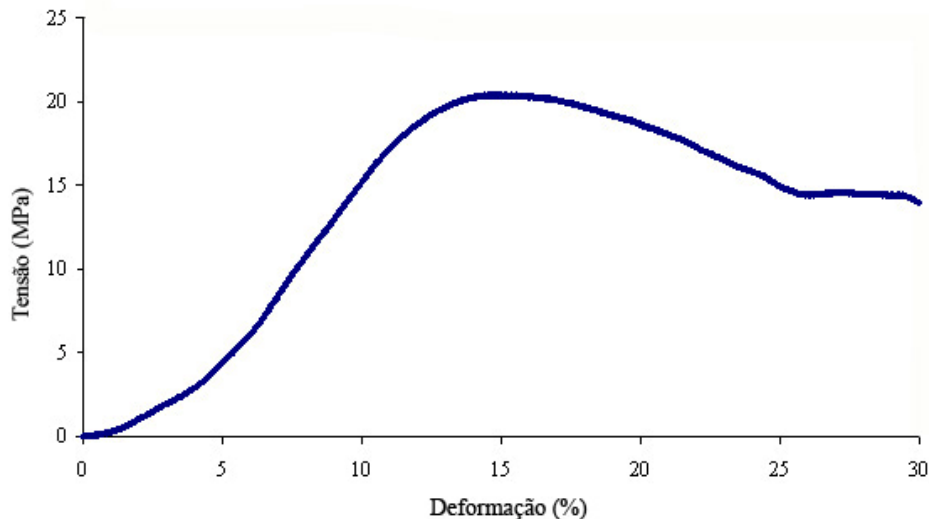


Figura 3-16 – Curva de tensão-deformação obtida a partir de um teste de compressão uniaxial destrutivo (Ensaio II)

A partir das curvas de tensão-deformação obtidas para os provetes testados em compressão, foram feitos ajustes lineares à região inicial para determinação do módulo elástico. Obteve-se um valor do módulo elástico médio de 79.14 ± 44.90 MPa e 201.87 ± 141.4 MPa para os ensaios I e II, respectivamente, e um valor médio de resistência à compressão de 8.470 ± 5.825 MPa.

A existência de uma região côncava na região inicial da curva de tensão-deformação reflecte o comportamento não-linear do osso trabecular. Estudos realizados anteriormente indicam que esta região é uma consequência de artefactos associados aos protocolos dos testes tradicionais (Odgaard e Linde, 1991; Keaveny et al., 1993). Keaveny et al. (1997) analisaram os erros sistemáticos e aleatórios associados aos efeitos de bordo observados durante os testes de compressão do osso trabecular. Os autores observaram que as curvas de tensão-deformação obtidas para provetes de diversas localizações anatómicas mostram que os efeitos de bordo introduzem uma região inicial não-linear e reduzem o módulo de elasticidade dos provetes.

A principal causa dos efeitos de bordo nos artefactos resulta da interrupção da rede na superfície dos provetes durante a maquinagem. Estando a integridade estrutural das trabéculas comprometida, as trabéculas mais superficiais tendem a deslizar nas placas de compressão e flectir mais do que se estivessem intactas.

Os efeitos de bordo, em conjunto com os danos na interface causados pela maquinagem, podem originar a não-linearidade inicial no comportamento de tensão-deformação do osso trabecular e influenciar significativamente a rigidez do osso trabecular medida (Dong et al., 2003).

A dispersão dos resultados obtidos vem confirmar o elevado grau de heterogeneidade do osso trabecular. Contudo, uma vez que o valor estimado depende do intervalo considerado, esta caracterização pode originar erros sistemáticos na obtenção das propriedades mecânicas do osso trabecular.

Na Figura 3-17, apresenta-se a relação entre o módulo elástico obtido a partir dos testes de compressão não-destrutivos e o módulo elástico obtido a partir dos testes de compressão destrutivos.

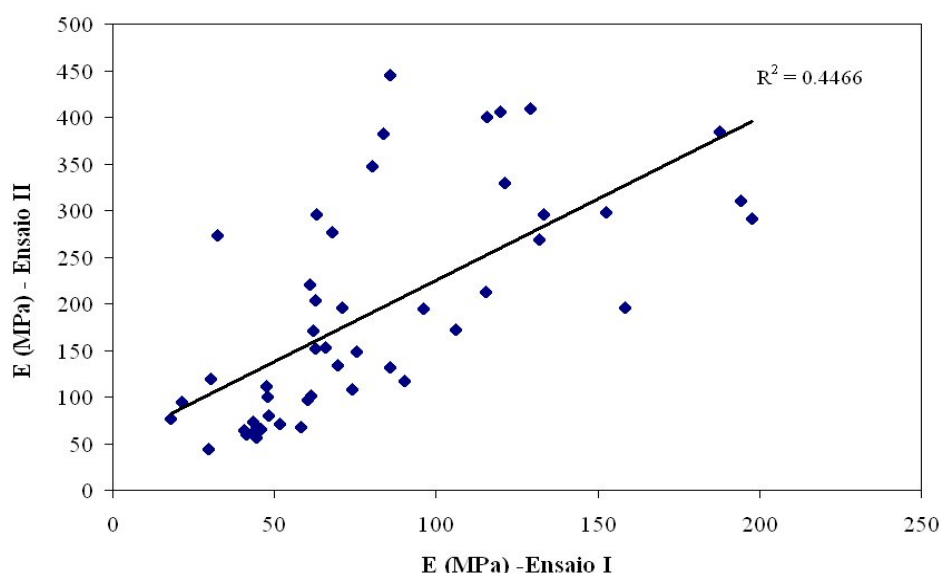


Figura 3-17 – Relação entre o módulo elástico obtido a partir dos testes não-destrutivos e o módulo elástico obtido a partir dos testes destrutivos

Em todos os provetes se verifica que o módulo elástico obtido a partir do ensaio não-destrutivo é inferior ao determinado a partir dos testes destrutivos. Linde (1994) realizou um estudo das propriedades elásticas e viscoelásticas do osso trabecular em resposta a testes de compressão e verificou que a rigidez dos provetes testados em compressão não-destrutiva é inferior à rigidez dos provetes testados em compressão destrutiva devido à não-linearidade da curva de força-deformação. Não obstante, o autor refere que ambas se correlacionam.

As análises de resultados que se seguem dizem respeito aos resultados obtidos a partir dos testes de compressão destrutivos (i.e., Ensaio II).

Explorou-se a distribuição do módulo elástico com a densidade dos provetes contudo, não foi encontrada qualquer relação significativa entre ambas as propriedades. Morgan et al. (2003) concluíram que não existe uma relação módulo-densidade universal e sugerem que a especificidade local das relações módulo-densidade pode ser atribuída a diferenças na arquitectura. Na Figura 3-18, apresenta-se a relação entre o módulo elástico (Ensaio II) e a densidade dos provetes.

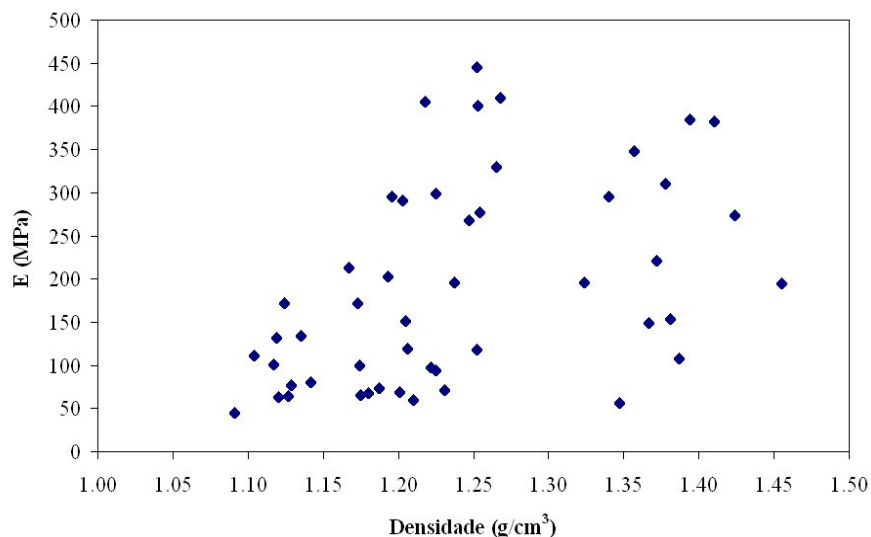


Figura 3-18 – Relação entre o módulo elástico e a densidade dos provetes

Verifica-se que existe uma grande dispersão dos resultados, quer em termos da densidade dos provetes, quer em termos das propriedades mecânicas determinadas a partir dos testes de compressão. Esta dispersão resulta das variações que se observam ao nível da fracção volumétrica, da arquitectura (i.e. arranjo tridimensional das trabéculas individuais) e propriedades do tecido, como o indicam outros autores (Keaveny et al., 2001; Bayraktar et al., 2004). Goulet et al. (1994) analisaram a relação entre as propriedades estruturais e as propriedades de compressão do osso trabecular e determinaram que as trabéculas individuais, e o modo como estão organizadas, podem ser importantes na previsão das propriedades mecânicas do mesmo.

Ciarelli et al. (1991) avaliaram as propriedades mecânicas ortogonais e a densidade do osso trabecular humano das principais regiões metafisais. Os autores verificaram que as relações entre o módulo e a densidade variam com a localização anatómica.

Nicholson et al. (1997) realizaram testes não-destrutivos de compressão em osso trabecular e observaram anisotropia mecânica significativa. Os autores obtiveram um módulo elástico de 43 MPa na direcção lateral e 165 MPa na direcção superior-inferior, evidenciando o elevado grau de heterogeneidade deste material.

Na Figura 3-19 apresenta-se a distribuição do módulo elástico com a posição anatómica, para a secção medial-lateral da cabeça femoral 1. Os valores mais elevados para o módulo em compressão estão situados na zona das tensões principais, como previsto.

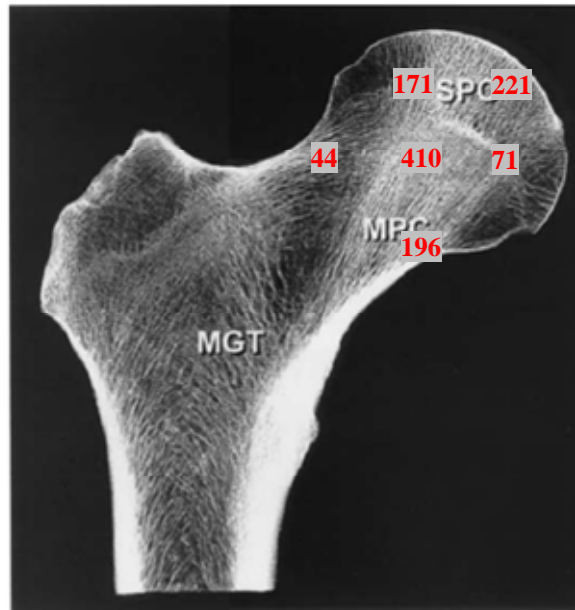


Figura 3-19 – Distribuição do módulo elástico (MPa) de acordo com a posição anatômica, para a secção medial-lateral da cabeça femoral 1

Nota: A radiografia apresentada (Fazzalari et al., 2002) exhibe os três grupos de tensões principais em compressão: SPC (*subchondral principal compressive*), MPC (*medial principal compressive*) e MGT (*medial to the greater trochanter*).

Na Figura 3-20 está representada a resistência dos provetes à compressão em função da sua densidade aparente. Os valores obtidos para a tensão de colapso (8.470 ± 5.825 MPa) encontram-se em conformidade com os valores encontrados na literatura.

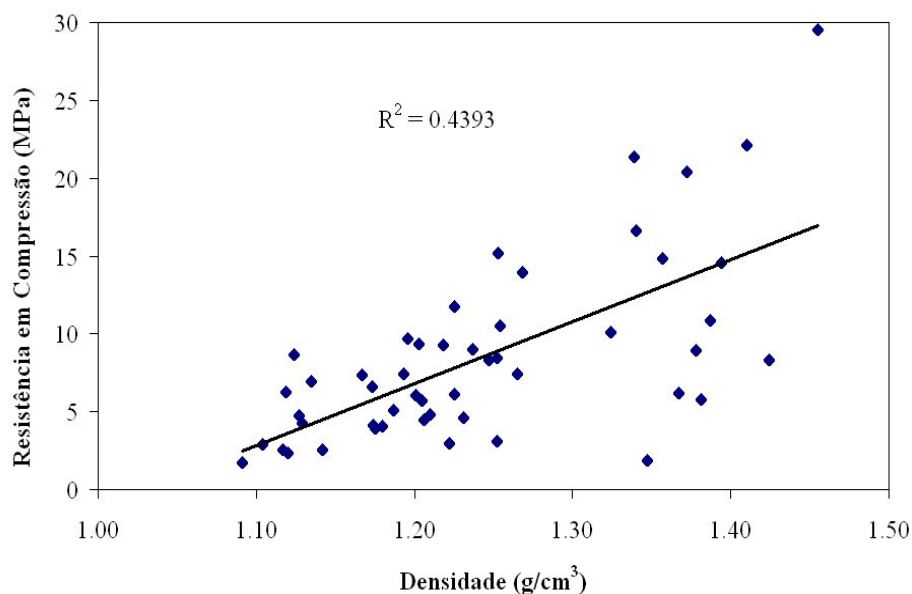


Figura 3-20 – Relação entre a resistência à compressão e a densidade dos provetes

Na Figura 3-21 apresenta-se a relação entre a resistência à compressão e o módulo elástico dos provetes de osso trabecular.

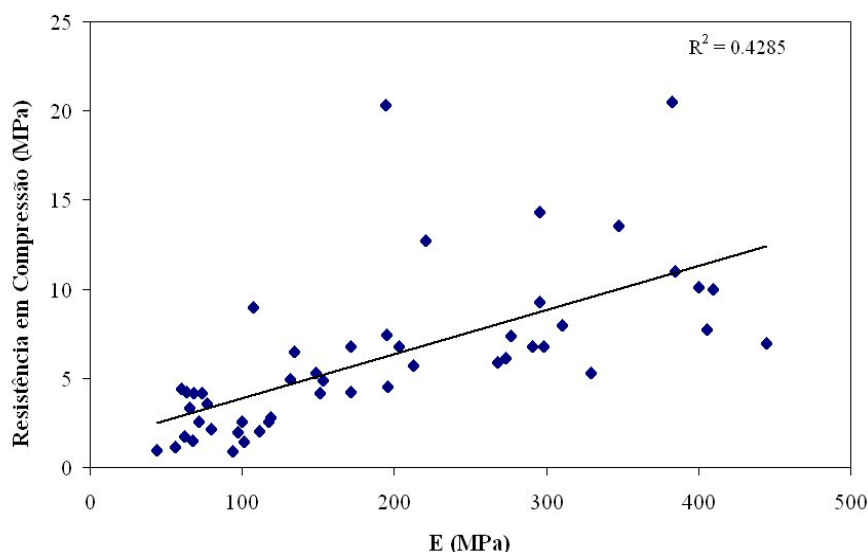


Figura 3-21 – Relação entre a resistência à compressão e o módulo elásticos dos provetes

Os resultados experimentais evidenciam o elevado grau de heterogeneidade e anisotropia do osso trabecular. Não se verificou a existência de uma correlação significativa entre as propriedades mecânicas determinadas experimentalmente e a densidade dos provetes contudo, este resultado não pode ser comparado com outros apresentados na literatura uma vez que a densidade medida não corresponde à densidade aparente dos provetes.

3.2.2 Determinação das propriedades viscoelásticas do osso trabecular humano

A dependência da rigidez do osso trabecular com a velocidade de deformação reflecte o seu comportamento viscoelástico. A dependência da velocidade de deformação foi estudada utilizando os modelos de regressão linear e não-linear propostos por Linde et al. (1991) num estudo das propriedades mecânicas do osso trabecular e a sua dependência com a velocidade de deformação.

Nos modelos que se seguem, as variáveis dependentes (Y) estudadas foram o módulo elástico ou a resistência à compressão e as variáveis independentes utilizadas foram a densidade dos provetes e a velocidade de deformação.

$$\text{Modelo \# 1: } Y = a \cdot \rho^2 \cdot \dot{\varepsilon}^c$$

$$\text{Modelo \# 3: } Y = \rho^B (a + c \cdot \dot{\varepsilon})$$

$$\text{Modelo \# 2: } Y = a \cdot \rho^3 \cdot \dot{\varepsilon}^c$$

$$\text{Modelo \# 4: } Y = (a + B \cdot \rho) \cdot \dot{\varepsilon}^c$$

A relação entre a resistência à compressão, a densidade dos provetes e a velocidade de deformação é melhor descrita por um modelo cúbico relativamente à densidade dos provetes (modelo #3)(Figura 3-22).

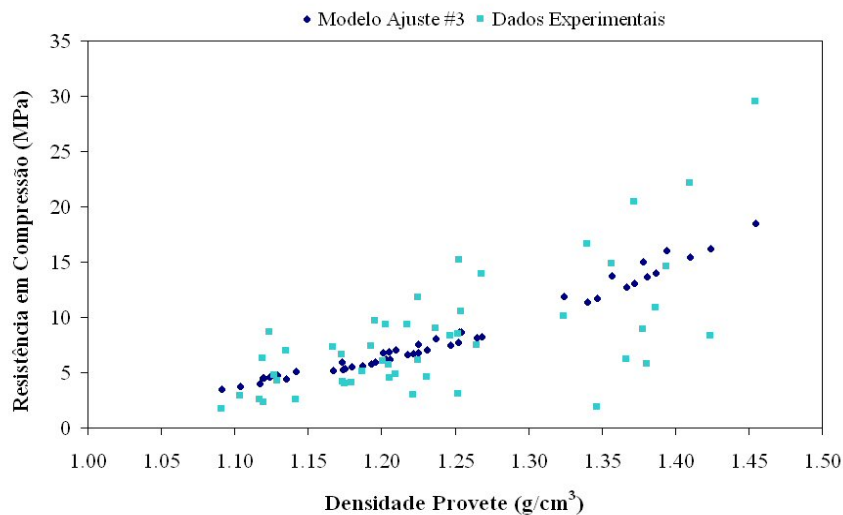


Figura 3-22 – Relação entre a resistência à compressão, a densidade dos provetes e a velocidade de deformação

A relação entre o módulo elástico, a densidade dos provetes e a velocidade de deformação é melhor descrita por um modelo quadrático relativamente à densidade dos provetes (modelo #1) (Figura 3-23).

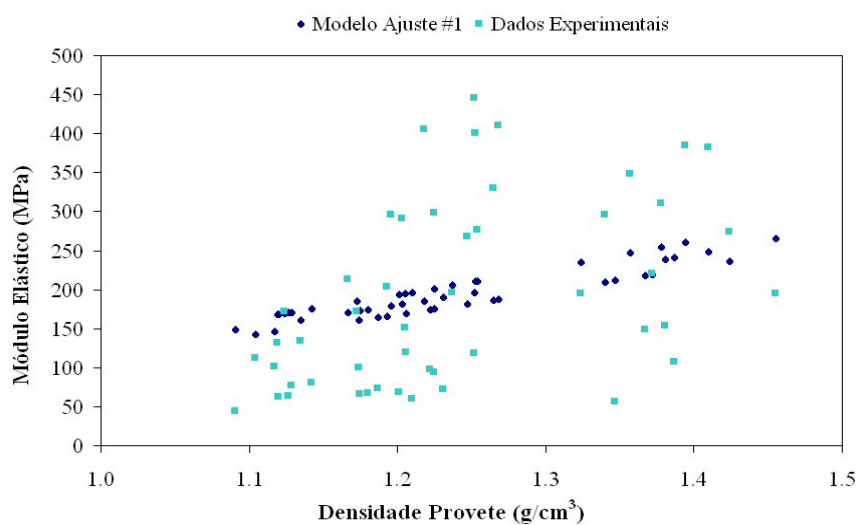


Figura 3-23 – Relação entre o módulo elástico, a densidade dos provetes e a velocidade de deformação

Monkman e Grant (1956) demonstraram que existe uma relação inversa entre o tempo de rotura à fluência e a velocidade de fluência, para metais puros e ligas.

A equação de Monkman-Grant (Monkman e Grant, 1956) relaciona o tempo de rotura com a velocidade mínima de fluência:

$$t_f \left(\dot{\varepsilon} \right)^m = K' \quad (24)$$

onde t_f representa o tempo de rotura, τ_0 representa o tempo de referência (1s), $\dot{\varepsilon}$ representa a fluência e m e K' representam constantes materiais. Originalmente, a equação (24) relacionava a deformação de rotura com o tempo de colapso. No caso de materiais manufacturados, é possível obter-se uma melhor correlação.

Com base na equação de Monkman-Grant, ajustaram-se os dados experimentais a uma lei de potência:

$$\left(t_f = \beta \cdot \left(\dot{\varepsilon} \right)^\gamma \right) \quad (24a)$$

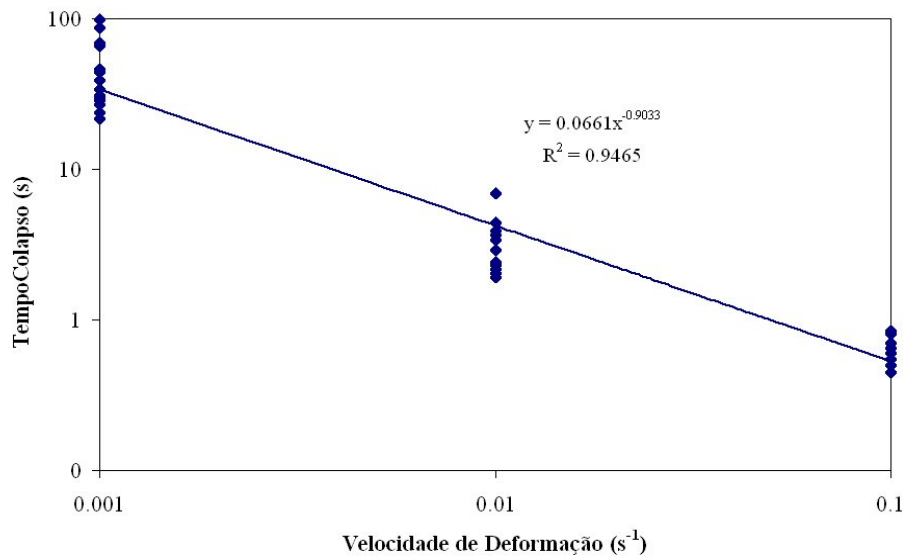


Figura 3-24 – Relação entre o tempo de colapso e a velocidade de deformação

Verifica-se que a correlação obtida é bastante elevada (Figura 3-24), possibilitando a utilização da equação (24) num critério de rotura para solicitações dinâmicas. Assim, a deformação no colapso virá dada por:

$$\dot{\varepsilon}_f = t_f \dot{\varepsilon} = K' \left(\dot{\varepsilon} \right)^{1-m}, \quad (24b)$$

onde o expoente m representa um parâmetro descritivo da linearidade ou não-linearidade do material. Se o expoente m for unitário, a deformação do material no colapso não depende da velocidade de deformação. O valor de m registado experimentalmente (0.9033) revela fraca dependência entre os parâmetros referidos.

O comportamento viscoelástico do osso pode ser introduzido num modelo de elementos finitos através dos coeficientes da série de Prony. Chen (2000) apresentou um método para determinação dos coeficientes da série de Prony a partir de dados experimentais de tensão-tempo e deformação-tempo.

As equações constitutivas de um material viscoelástico têm em conta a história do material, i.e. comportamento hereditário, e para as definir completamente é necessário conhecer a história da tensão e da deformação a que esse material foi sujeito. A formulação mais geral envolve um integral de convolução de Boltzmann da velocidade de deformação e do módulo de relaxação (Findley et al., 1989).

Uma das várias formas de representar o módulo de relaxação é através das séries de Prony:

$$\sum_{i=1}^N \alpha_i \cdot e^{-t/\tau_i}, \quad (25)$$

onde α_i é a $i^{\text{ésima}}$ constante de Prony e τ_i é a $i^{\text{ésima}}$ constante de tempo de retardação de Prony.

A evolução do carregamento aplicado aos provetes de osso trabecular durante os testes de compressão não-destrutivos apresenta-se na Figura 3-25.

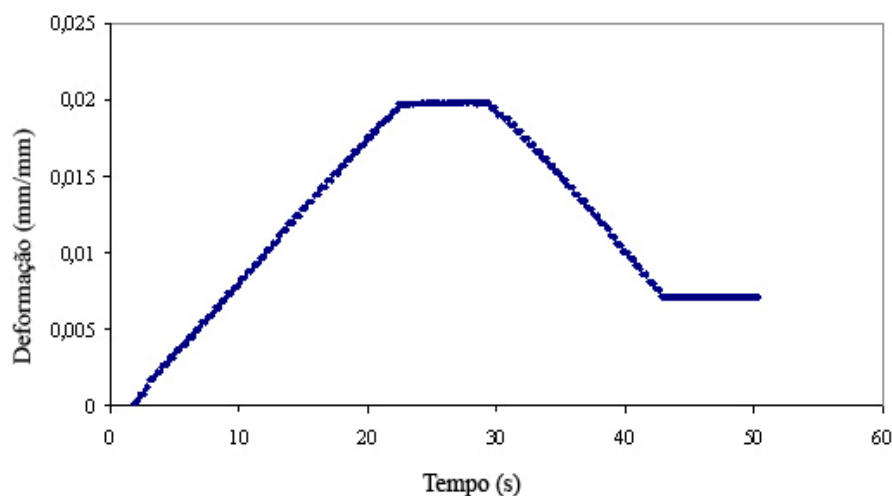


Figura 3-25 – Processo de carregamento múltiplo

As funções de deformação relativas a cada ramo do processo de carregamento podem ser definidas do seguinte modo:

$$\varepsilon(t) = \begin{cases} \frac{\varepsilon_1 \cdot t}{t_1 - t_0} & , t_0 < t \leq t_1 \\ \varepsilon_1 & , t_1 < t \leq t_2 \\ -\frac{\varepsilon_1 \cdot t}{t_3 - t_2} & , t_2 < t \leq t_3 \\ 0 & , t_3 < t \leq t_4 \end{cases}, \quad (26)$$

onde $\varepsilon_0 = \varepsilon(0)$ e $t_0 = 0$.

A determinação dos coeficientes de Prony foi feita utilizando técnicas de regressão. As regressões aos dados experimentais de tensão-deformação foram feitas no software MatLab, utilizando o algoritmo não-linear de Marquardt-Levenberg. Os dados experimentais foram ajustados a uma série de Prony de 3 termos, como se mostra na Figura 3-26.

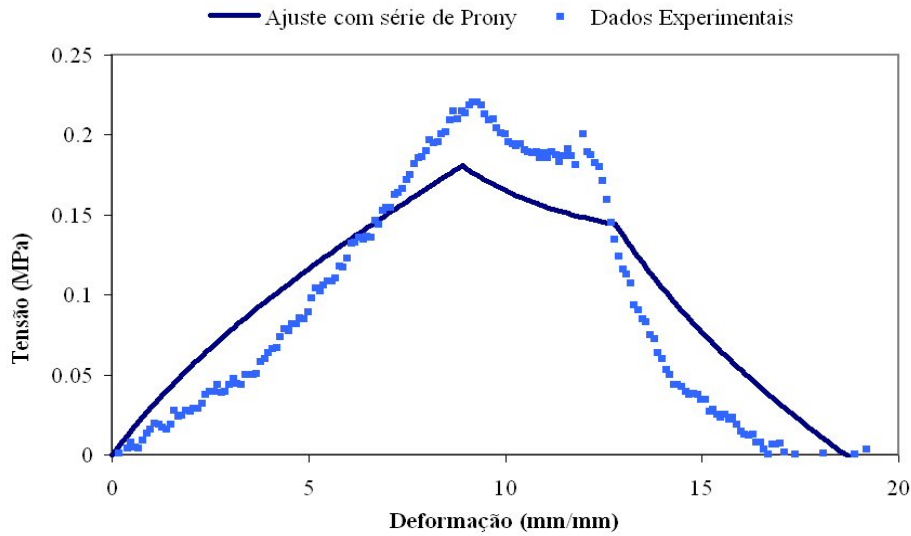


Figura 3-26 – Ajuste dos dados experimentais a uma série de Prony de 3 termos

A série de Prony de 3 termos não ajusta de modo razoável os dados experimentais registados. Em vez de aumentar o número de termos da série de Prony, foi utilizado um modelo viscoelástico não-linear, baseado no modelo proposto por Schapery (1984).

Segundo o modelo proposto por Schapery, a história da tensão ao longo do tempo pode ser descrita pela seguinte equação:

$$\sigma(t) = \int_0^t E_R(t - \tau) \frac{d[h(\varepsilon)\varepsilon]}{d\tau} d\tau, \quad (27)$$

onde $E_R(t)$ representa o módulo de referência do material:

$$E_R(t) = E_0 + E_1 \cdot t^{-n} \quad (28)$$

e $h(\varepsilon)$ representa uma função não-linear da deformação:

$$h(\varepsilon) = 1 + \omega \cdot \varepsilon \quad (29)$$

O valor utilizado para o módulo elástico E_0 foi o valor determinado a partir dos resultados experimentais e o valor utilizado para a primeira estimativa do módulo E_1 foi $0.5E_0$. Assumiu-se uma função linear da deformação ($\omega = 0$) e o parâmetro n foi estimado de modo a obtermos o melhor ajuste entre o modelo de ajuste e os resultados experimentais relativos aos testes de compressão não-destrutivos.

Na Figura 3-27 apresenta-se o ajuste linear aos dados experimentais registados durante o teste de compressão não-destrutivo de um provete de osso trabecular.

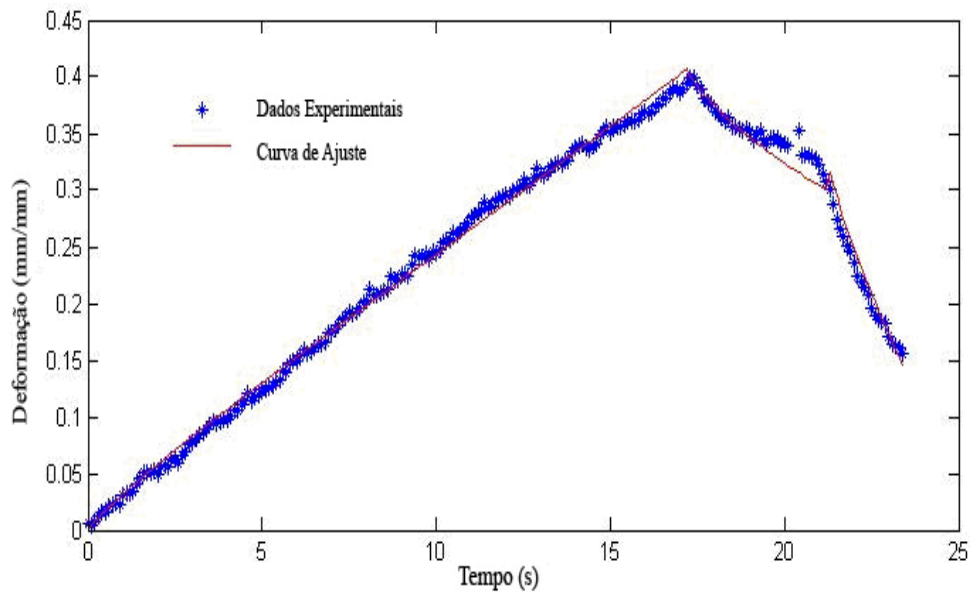


Figura 3-27 – Ajuste linear aos dados experimentais registados durante um ensaio não-destrutivo

Os parâmetros estimados (E_0 , E_1 e n) não exibem uma correlação significativa com a densidade dos provetes ou a localização anatómica.

Para avaliar o comportamento linear do osso trabecular, antes deste atingir o ponto de cedência, foi feito um ajuste dos dados experimentais com uma função linear da deformação ($\omega = 0$) (Figura 3-28).

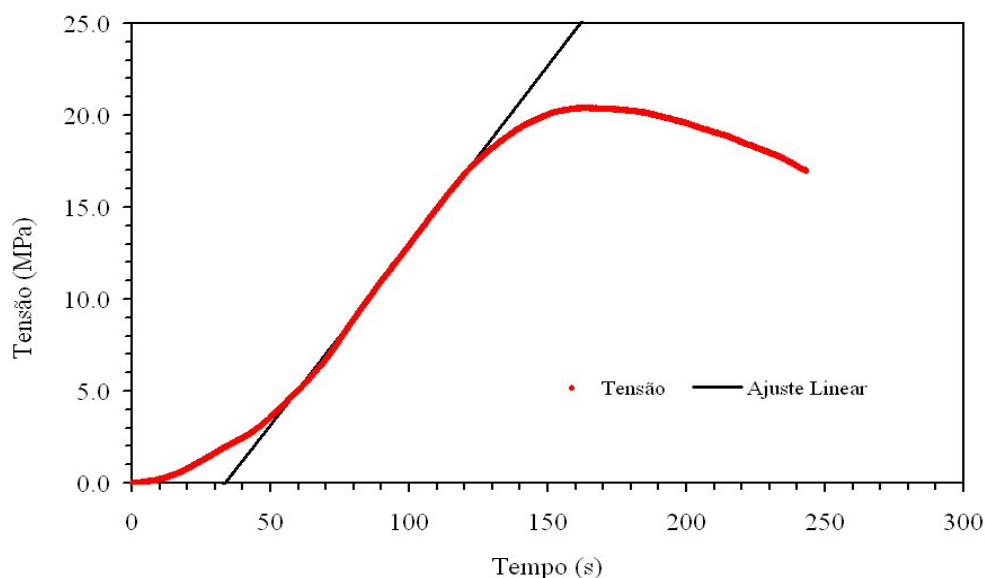


Figura 3-28 – Ajuste linear aos resultados experimentais registados durante um ensaio destrutivo

A não-linearidade que se observa na região inicial da curva é característica de pequenas deformações e característica do comportamento não-linear do osso trabecular. Não obstante, os provetes de osso trabecular testados em compressão exibiram comportamento *quasi-linear* até ao ponto de cedência, como previsto.

3.2.3 Análise Óptica do Comportamento do Osso Trabecular Humano em Compressão

A maioria dos estudos experimentais, analíticos e numéricos publicados na literatura incidem nas propriedades macroscópicas do osso trabecular. No entanto, como algumas propriedades macroscópicas são significativamente influenciadas por factores ao nível do tecido, para uma melhor compreensão da mecanobiologia do osso trabecular é imperativo determinar quer as propriedades quer o estado de tensão e deformação do tecido (Verhulp et al., 2004).

Os testes de compressão representam, actualmente, uma das técnicas mais frequentemente utilizadas para avaliação das propriedades do osso trabecular. Não obstante, apresentam ainda muitas limitações uma vez que as propriedades calculadas reflectem o comportamento médio da amostra, ignorando a heterogeneidade do material. Além disso, os resultados obtidos são fortemente influenciados pela geometria e dimensões da amostra testada.

Determinação de campos de deformações e deslocamentos

A determinação de deslocamentos e gradientes de deslocamentos (deformações) constituem medidas significativas na avaliação das propriedades dos materiais, nomeadamente, a resistência dos materiais e

parâmetros de fractura. Bay (1995) indica, num trabalho realizado para determinar os mapas de distribuição das deformações no osso trabecular, que os mesmos, obtidos a partir de dados experimentais, apresentam um elevado potencial na análise da mecânica do osso trabecular.

A deformação numa amostra sujeita a uma carga pode ser medida a partir da monitorização do deslocamento de marcadores na superfície da amostra. À medida que a amostra é solicitada, cada um dos marcadores é movido para uma nova posição, sendo definido um vector de deslocamento para cada marcador.

O mapeamento das deformações de uma amostra, obtido a partir das medições dos deslocamentos dos marcadores na superfície da mesma, tem sido uma técnica pouco popular no estudo do osso trabecular (Odgaard et al., 1989; Michel et al., 1993; Bay, 1995; Bay et al., 1999; Zhang e Arola, 2004). Ainda que a simplicidade conceptual inerente a esta técnica seja atractiva, este método apresenta limitações práticas significativas.

A correlação de imagem (DIC), que permite a medição de deslocamentos por monitorização da variação de posição de pontos na superfície do objecto, é uma técnica refinada da técnica dos marcadores, residindo a diferença entre ambas no modo como os pontos são identificados (Bay, 1995).

A utilização de técnicas de correlação digital de imagem tem sido cada vez mais frequente na determinação dos deslocamentos e deformações por correlação da posição de pixéis em imagens de objectos deformados e não-deformados.

O mapeamento por correlação de imagem representa uma técnica simples, não-destrutiva e sem contacto, que não exige preparação especial da amostra e que pode ser facilmente automatizada de modo a fornecer os deslocamentos e deformações no campo global de imagem (i.e., *full-field technique*) (Srinivasan et al., 2005).

Um dos métodos mais utilizados para correlacionar imagens é o método da correlação (Hii et al., 2006). As imagens, previamente adquiridas por uma câmara CCD, são digitalizadas e armazenadas no disco rígido de um computador para análise. A correlação é então feita entre dois subconjuntos de imagens de referência e imagens deformadas (Hung and Voloshin, 2003). O método da correlação normalizada é um método de *template-matching* que determina a localização de um padrão representado por uma função. Este padrão é movido ao longo da imagem, pixel a pixel, originando um plano de correlação (Hii et al., 2006).

O algoritmo do método da correlação procura a localização de regiões de imagens correspondentes com base na similaridade dos níveis de cinzento. As coordenadas de um determinado ponto, atribuído na imagem de referência, são localizadas na imagem. (Rottensteiner, 1993).

O campo de deslocamentos pode ser determinado a partir da correlação de padrões aleatórios entre duas imagens, podendo o padrão de intensidades da superfície ser adquirido com uma câmara digital sem recorrer a qualquer tipo de luz especial. A aquisição de várias imagens durante um determinado teste permite obter o campo de deslocamentos e as deformações, obtidas por diferenciação espacial. A imagem pode ainda ser dividida em secções, permitindo a sua correlação entre imagens obter os deslocamentos relativos.

Os métodos de correlação normalizada são ferramentas muito eficientes na correlação de imagens e apresentam algumas vantagens relativamente aos métodos de correlação normais, uma vez que são mais robustos para diferentes condições de iluminação e menos sensíveis ao ruído. Além disso, a sua normalização permite a correlação de imagens independentemente da escala e do *offset* das imagens (Hii et al., 2006).

A correlação normalizada entre duas imagens de intensidade $f(x,y)$ e $f^*(x,y)$ pode ser expressa do seguinte modo:

$$C(u,v) = \frac{\int_{\Delta A} [f(x,y) - \bar{f}_{u,v}] [f^*(x-u, y-v) - \bar{f}^*_{u,v}] dA}{\int_{\Delta A} [f(x,y) - \bar{f}_{u,v}]^2 dA \int_{\Delta A} [f^*(x-u, y-v) - \bar{f}^*_{u,v}]^2 dA} \quad (30)$$

Os deslocamentos u e v são calculados por maximização da equação (30) para cada subconjunto de imagens. Os campos de deslocamentos podem ser obtidos por uma aproximação de um *spline* de mínimos quadrados aos deslocamentos medidos (Reinsch, 1967).

Os campos de deformação de duas direcções ortogonais durante a deformação de um provete de osso podem ser estimados com uma técnica de diferenciação/*smoothing*, imune ao ruído (Lopes et al., 2005).

Análise óptica das imagens adquiridas durante os testes de compressão

A aquisição de imagens de 5 provetes de osso trabecular humano (Casos I a V), durante o processo de carregamento – descarregamento nos testes de compressão não – destrutivos, foi feita com uma câmara de alta resolução (*Dolphin, Allied Vision Technologies*).

Na Figura 3-29 apresentam-se duas imagens adquiridas pela câmara de alta resolução, durante os testes de compressão de provetes cúbicos de osso trabecular humano.

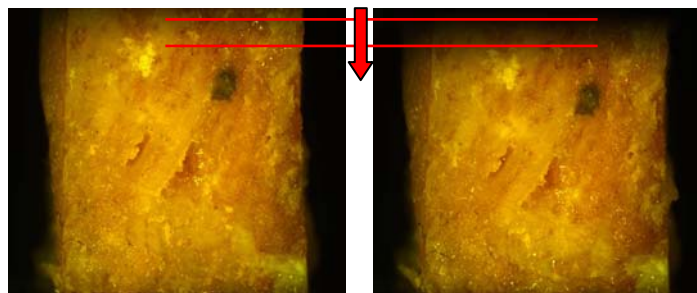


Figura 3-29 – Imagens adquiridas durante os testes de compressão

A análise de correlação de vários conjuntos de imagens adquiridas permitiu obter os deslocamentos entre as mesmas e a partir da diferenciação espacial destes foram obtidos os campos de deformações (Figuras 3-30 a 3-32).

A Figura 3-30 mostra o campo de deslocamento vertical obtido nos primeiros instantes do teste de compressão de um provete. Ocorreu deslocamento no topo do provete não se observando deslocamentos significativos nas regiões centrais e inferior, como previsto. No canto inferior direito, observa-se um deslocamento positivo, que reflecte a existência de rotação do provete durante o teste de compressão uniaxial.

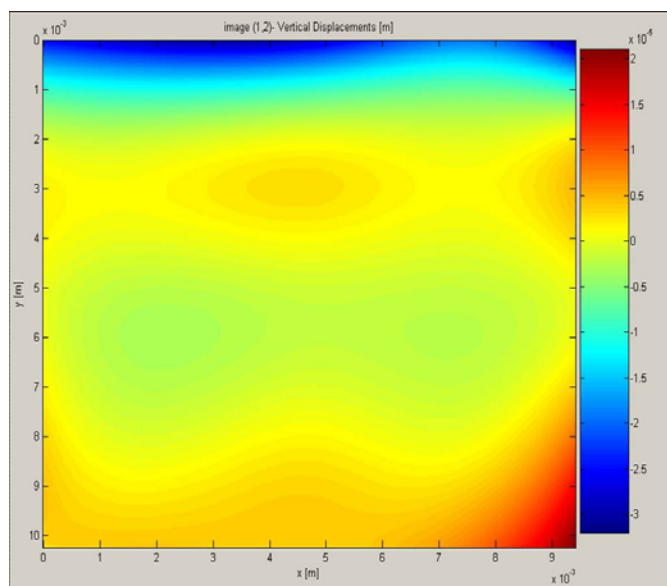


Figura 3-30 – Campo dos deslocamentos verticais

O campo das deformações verticais, apresentado na Figura 3-31, foi obtido por diferenciação espacial do campo de deslocamentos apresentado na Figura 3-30.

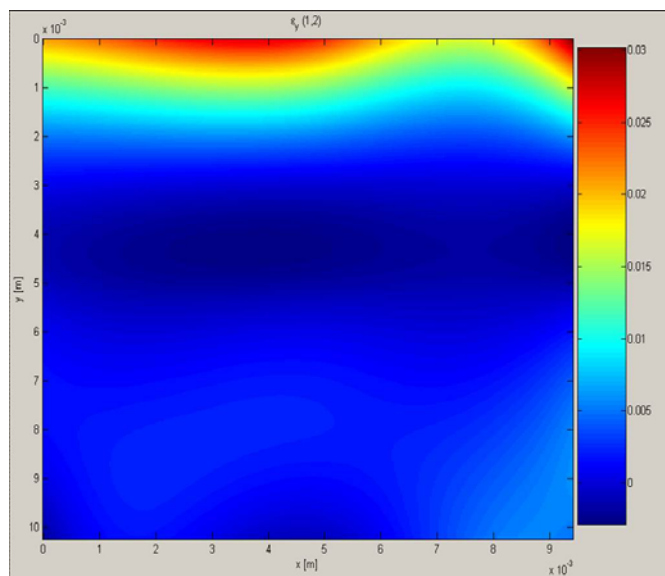


Figura 3-31 – Campo das deformações verticais

Na Figura 3-32 apresenta-se o campo das deformações horizontais obtido para o mesmo subconjunto de imagens correlacionadas.

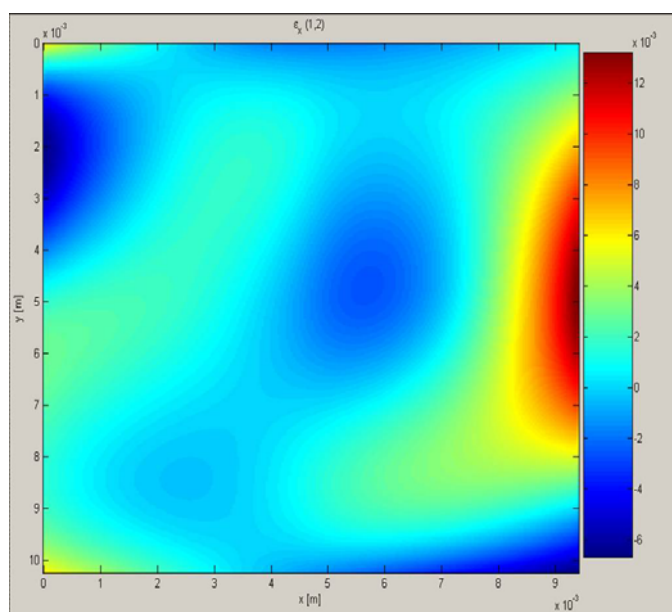


Figura 3-32 – Campo das deformações horizontais

Para efeitos de verificação, foi realizada uma comparação entre os deslocamentos registados directamente a partir do sistema de compressão e os medidos a partir da análise óptica. Observaram-se variações significativas entre as duas abordagens estando estas associadas aos efeitos de bordo.

A existência de irregularidades na superfície dos provetes (Figura 3-33) pode levar a que a força aplicada seja direccionada ao condicionamento dos provetes entre as placas em vez de representar a força de compressão aplicada.

Os provetes foram inicialmente sujeitos a ciclos de pré-condicionamento de forma a diminuir quaisquer irregularidades na superfície contudo, verificou-se que as irregularidades da superfície provocaram uma distribuição disforme da força aplicada gerando regiões de tensão.



Figura 3-33 – Irregularidades da superfície dos provetes

O desalinhamento entre o provete e as placas de compressão, que ocorre devido a um deslizamento das trabéculas nas regiões fronteiriças, pode provocar concentrações significativas de tensões, conduzindo a uma subestimativa das propriedades do osso.

Turner e Burr (1993) verificaram que, para um provete cúbico de osso trabecular, com 8 mm de dimensão nominal, com deslocamento de cedência de aproximadamente 80 μm , um desvio de 10 μm pode causar um erro igual ou superior a 10% na deformação que é aplicada e um erro na tensão aplicada não inferior a 5%.

A maquinagem dos provetes induz alterações locais nas superfícies de corte devido à perda de estabilidade das trabéculas originando um aumento significativo das deformações axiais junto à superfície de corte (Figura 3-31). Consequentemente, ocorre uma sobrestimativa das deformações médias dos provetes (Dong et al., 2003; Keaveny et al., 1993; Keaveny et al., 1997; An e Draughn, 2000).

Keaveny et al. (1997) analisaram os erros sistemáticos e aleatórios associados aos efeitos de bordo nos testes de compressão de osso trabecular. Os autores concluíram que, para o teste de compressão, o erro sistemático varia entre 20 e 40%. Odgaard e Linde (1991) compararam as deformações medidas a partir do deslocamento relativo das placas de compressão com as deformações obtidas a partir do registo óptico tendo observado que as primeiras conduzem a uma subestimativa do módulo de Young de cerca de 20% para provetes cúbicos com dimensão nominal de 6 mm.

A análise dos resultados dos provetes analisados revelou uma sobrestimativa do deslocamento medido a partir do deslocamento relativo das placas de 56%.

As tensões e deformações medidas a partir do deslocamento relativo das placas de compressão e a partir da análise óptica apresentam-se nas figuras 35 a 39.

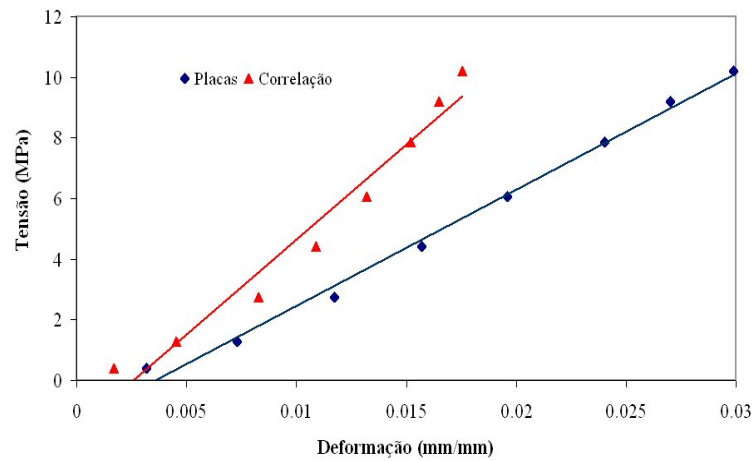


Figura 3-34 – Tensões e deformações determinadas pela análise de correlação e pelo deslocamento das placas de compressão (Caso I)

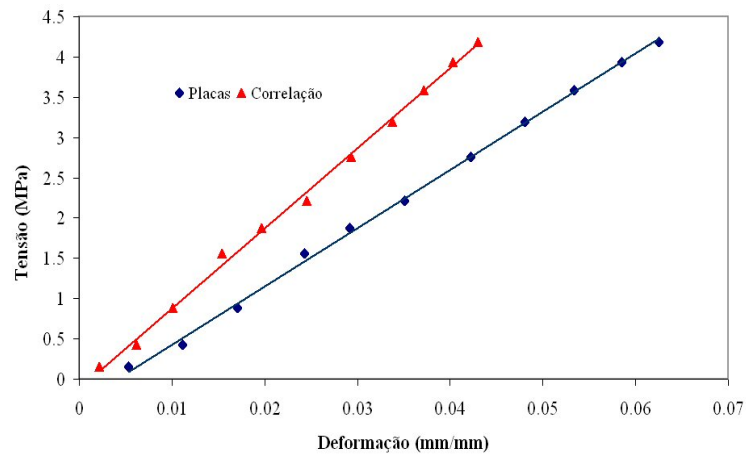


Figura 3-35 – Tensões e deformações determinadas pela análise de correlação e pelo deslocamento das placas de compressão (Caso II)

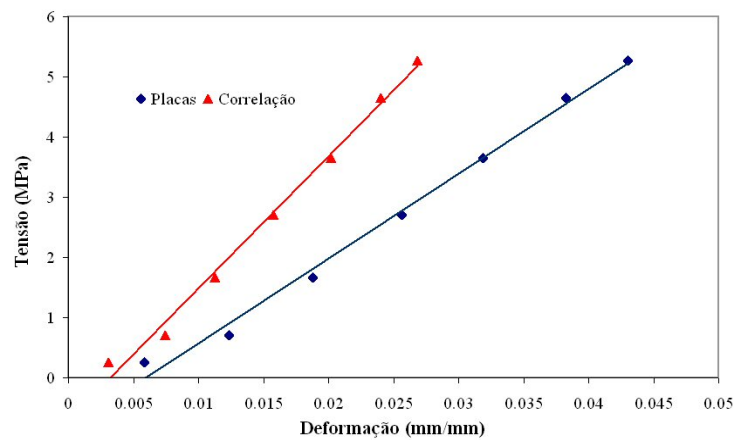


Figura 3-36 – Tensões e deformações determinadas pela análise de correlação e pelo deslocamento das placas de compressão (Caso III)

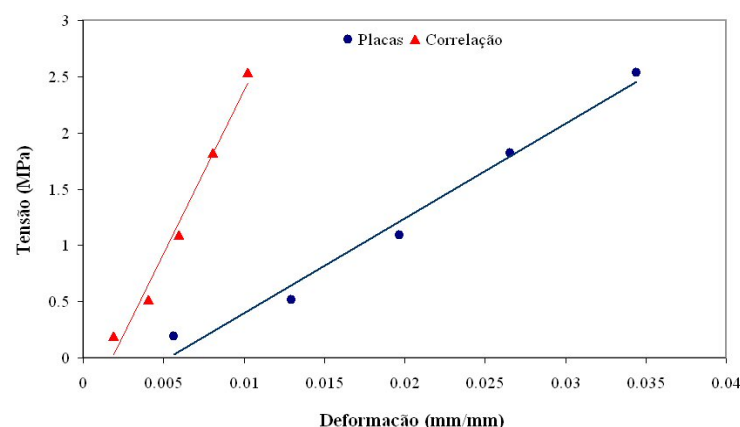


Figura 3-37 – Tensões e deformações determinadas pela análise de correlação e pelo deslocamento das placas de compressão (Caso IV)

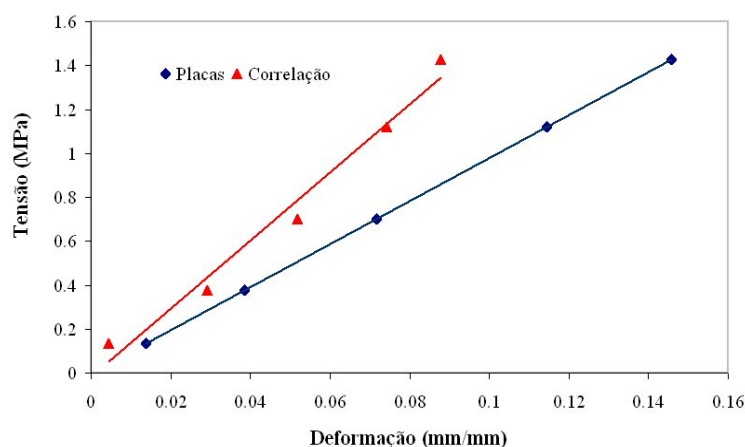


Figura 3-38 – Tensões e deformações determinadas pela análise de correlação e pelo deslocamento das placas de compressão (Caso V)

Os valores obtidos para o módulo elástico a partir da análise de correlação e a partir dos deslocamentos relativos das placas de compressão encontram-se sumariados na Tabela VI. Como previsto, verificou-se a subestimativa do módulo quando este é calculado a partir dos deslocamentos relativos das placas de compressão.

Tabela VI – Estimativa do módulo elástico a partir dos deslocamentos das placas de compressão e a partir da análise de correlação de imagem

	E (MPa) – Placas	E (MPa) – Correlação
Caso I	382.8	625.6
Caso II	72.15	99.14
Caso III	141.1	219.2
Caso IV	84.27	290.3
Caso V	9.780	15.49

As condições da interface provete-placas de compressão influenciam o tipo de fractura do provete. Como já se referiu, se a interface estiver lubrificada ou hidratada, a fractura vai ocorrer devido à existência de deformações transversais durante o carregamento. Caso contrário, o provete irá colapsar devido à existência de tensões de corte, num ângulo de 45°.

Nos testes de compressão realizados, a interface entre as placas de compressão e os provetes não foi lubrificada, para promover uma melhor qualidade de aquisição das imagens. Devido à libertação de gordura e medula óssea, provocada pela compressão do provete, a fractura a 45° apenas foi visível na análise posterior das imagens adquiridas (Figura 3-39).

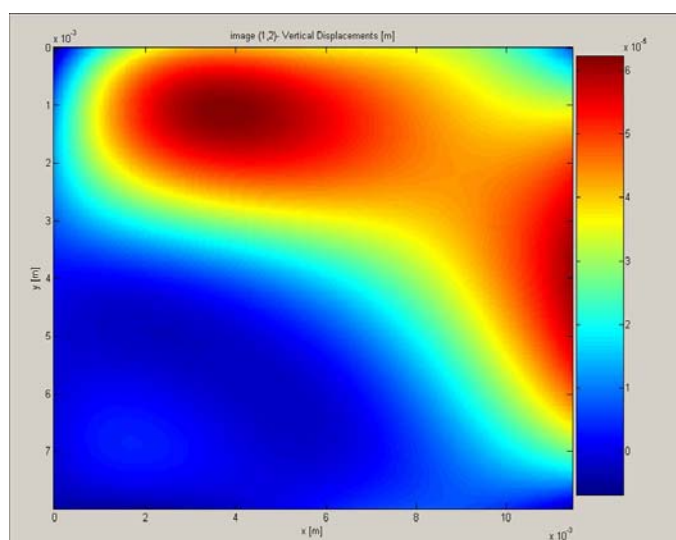


Figura 3-39 – Fractura do provete de osso trabecular humano a 45°

3.2.4 Conclusões

Os resultados experimentais revelaram o alto grau de heterogeneidade e anisotropia do osso trabecular. Não obstante, com excepção da densidade dos provetes, as restantes propriedades do osso trabecular encontram-se dentro dos valores referenciados na literatura (An e Draughn, 2000).

As propriedades mecânicas do osso trabecular podem ser influenciadas por vários factores *in vitro*, nomeadamente, as condições de armazenamento, o número de ciclos de descongelamento e congelamento, a maquinagem de amostras e as condições de testes experimentais.

Os provetes de osso trabecular humano foram acondicionados em gaze embebida em soro fisiológico e congelados a -8°C, durante aproximadamente 2 meses, tendo sido sujeitos a mais de 5 ciclos de descongelamento desde a maquinagem até à realização dos testes de compressão. An and Draughn (2000) referem que os testes compressivos são menos precisos que os testes de tracção, sobretudo devido aos

efeitos de bordo, podendo ter consequências significativas nos resultados. O método dos testes de compressão apresenta diversas limitações e os resultados obtidos são influenciados pelo tamanho e forma da amostra. Consequentemente, as propriedades calculadas apenas reflectem um comportamento médio da amostra.

Os campos de deslocamentos e tensões, durante a deformação de provetes de osso trabecular humano, foram também determinados a partir das imagens adquiridas durante os testes de compressão, utilizando o método da correlação. A aquisição de imagens durante os testes de compressão impediu a promoção das condições de hidratação dos provetes, estando as suas propriedades mecânicas sujeitas a deterioração.

Os provetes foram inicialmente pré-condicionados por forma a diminuir qualquer irregularidade na superfície no entanto, a não-uniformidade da superfície dos provetes provocou uma distribuição heterogénea da força aplicada e regiões de concentrações de tensões, gerando erros na determinação das propriedades mecânicas dos provetes de osso trabecular.

Registou-se uma variação média de 58% entre o módulo de elasticidade estimado a partir dos valores de tensão-deformação registados na máquina de testes e o módulo estimado a partir da análise de correlação.

Os resultados obtidos a partir da análise de correlação evidenciam a potencialidade destas técnicas na caracterização de campos de deslocamentos e tensões e na caracterização da fractura dos provetes. Uma vez que as técnicas de correlação digital de imagem (DIC) são técnicas de medição de campos globais de deformações (i.e. *full field techniques*), onde a extracção dos campos de deslocamentos é feita a partir da comparação de pares de imagens digitais dos provetes antes e após a deformação, a medição directa das deformações evita as falhas entre a homogeneização dos testes para determinação das propriedades materiais e as incertezas associadas às relações entre as propriedades dos materiais (e.g. relações módulo-densidade, análise de tensores ou técnicas de homogeneização) (Bay, 1995).

3.3 Referências

- An, YH, Draughn, RA**, 2000. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface. Boca Raton, CRC Press.
- Bay, BK**, 1995. Texture Correlation: A method for the measurement of detailed strain distributions within trabecular bone. *Journal of Orthopaedic Research* 13, 258-267.
- Bay, BK, Smith, TS, Fyhrie, DP, Saad, M**, 1999. Digital volume correlation: Three-dimensional strain mapping using X-ray tomography. *Experimental Mechanics* 39, 217-226.
- Bayraktar, HH, Morgan, EF, Niebur, GL, Morris, GE, Wong, EK, Keaveny, TM**, 2004. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *Journal of Biomechanics* 37, 27-35.
- Bejan, A, Kraus, AD**, 2003. *Heat Transfer Handbook*. John Wiley & Sons.
- Bischof, JC**, 2000. Quantitative measurement and prediction of biophysical response during freezing in tissues. *Annual Review of Biomedical Engineering* 2, 257-288.
- Boutros, CP, Trout, DR, Kasra, M, Grynpas, MD**, 2000. The effect of repeated freeze-thaw cycles on the biomechanical properties of canine cortical bone. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 13, 59- 64.
- Bowman, SM**, 1997. Creep of trabecular bone. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Harvard University, Cambridge, Massachusetts.
- Bowman, SM, Guo, XE, Cheng, DW, Keaveny, TM, Gibson, LJ, Hayes, WC, McMahon, TA**, 1998. Creep contributes to the fatigue behaviour of bovine trabecular bone. *Journal of Biomechanical Engineering* 120, 647-654.
- Brown, TD, Ferguson, AB**, 1980. Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 54, 429- 437.
- Carter, DR, Hayes, WC**, 1977. The compressive behaviour of bone as a two-phase porous structure. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 59-A, 954-962.
- Chen, T**, 2000. Determining a Prony Series for a Viscoelastic Material from Time Varying Strain Data. NASA/TM-2000-210123.

-
- Clattenburg R, Cohen J, Conner S, Cook N**, 1975. Thermal properties of cancellous bone. *Journal of Biomedical Materials Research* 9, 169-182.
- Davidson, SR, James, DF**, 2000. Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone. *Medical Engineering and Physics* 22, 741- 747.
- Devireddy, R.V., Smith, D.J., Bischof, J.C.**, 2002. Effect of microscale mass transport and phase change on numerical prediction of freezing in biological tissues. *Journal of Heat Transfer* 124, 365-374.
- Dong, XN, Yeni, YN, Les, CM, Fyhrie, DP**, 2003. Effects of end boundary geometry conditions and specimen geometry on the viscoelastic properties of cancellous bone measured by dynamic mechanical analysis. *Journal of Biomedical Materials Research* 68, 573- 583.
- Fukushima H, Hashimoto Y, Yoshya S, Kurosaka M, Matsuda M, Kawamura S, Iwatsubo T**, 2002. Conduction analysis of cement interface in total knee arthroplasty. *Journal of Medical Science* 48, 63-72.
- Fyhrie, DP, Vashisth, D**, 2000. Bone stiffness predicts strength similarly for human vertebral cancellous bone in compression and for cortical bone in tension. *Bone* 26, 169- 173.
- Goulet, RW, Goldstein, SA, Ciarelli, MJ, Kuhn, JL, Brown, MB, Feldkamp, LA**, 1994. The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone. *Journal of Biomechanics* 27, 375-377.
- Hii, AJH, Hann, CE, Chase, JG, Van Houten, EEW**, 2006. Fast normalized cross correlation for motion tracking using basis functions.
- Hoffmeister, BK, Whitten, SA, Rho, JY**, 2000. Low-megahertz ultrasonic properties of bovine cancellous bone. *Bone* 26, 635- 642.
- Hung, PC, Voloshin, AS**, 2003. In-plane strain measurement by digital image correlation. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Science and Engineering* 25, 215-221.
- Hvid, I, Bentzen, SM, Linde, F, Mosekilde, L, Pongsoipetch, B**, 1989. X-ray quantitative computed tomography: The relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics* 22, 837-844.
- Incropera, FP, DeWitt, DP**, 1998. *Fundamentals of Heat and Mass Transfer*, 5th Ed., LTC, Rio de Janeiro.
- Kakaç, S, Shah, RK, Aung, W**, 1987. *Handbook of Single-Phase Convective Heat Transfer*, 1st Ed. John Wiley & Sons, New York.
-

-
- Kang, Q, An, YHH, Friedman, RJ**, 1997. Effects of multiple freezing – thawing cycles on ultimate indentation load and stiffness of bovine cancellous bone. *American Journal of Veterinary Research* 58, 1171- 1173.
- Keaveny, TM**, 1997. Mechanistic approaches to analysis of trabecular bone. *Forma* 12, 267-275.
- Keaveny, TM, Borchers, RE, Gibson, LJ, Hayes, WC**, 1993. Theoretical analysis of the experimental artifact in trabecular bone compressive modulus. *Journal of Biomechanics* 26, 599-607.
- Keaveny, TM, Borchers, RE, Gibson, LJ, Hayes, WC**, 1993 (2). Trabecular bone modulus and strength can depend on specimen geometry. *Journal of Biomechanics* 26, 991-1000.
- Keaveny, TM, Pinilla, TM, Crawford, RP, Kopperdahl, DL, Lou, A**, 1997. Systematic and random errors in compression testing of trabecular bone. *Journal of Orthopaedics Research* 15, 101-110.
- Keaveny, TM, Morgan, EF, Niebur, GL, Yeh, OC**, 2001. Biomechanics of trabecular bone. *Annual Review of Biomedical Engineering* 3, 307-333.
- Kopperdahl, DL, Keaveny, TM**, 1998. Yield strain behaviour of trabecular bone. *Journal of Biomechanics* 31, 601-608.
- Leung, M, Ching, WH, Leung, DY, Lam, GCK**, 2005. Theoretical study of heat transfer with moving phase-change interface in thawing of frozen food. *Journal of Applied Physics* 38, 477-482.
- Linde, F, Norgaard, P, Hvid, I, Odgaard, A, Soballe, K**, 1991. Mechanical properties of trabecular bone: dependency on strain rate. *Journal of Biomechanics* 24, 803-809.
- Lopes, HMR, Guedes, RM, Vaz, MA**, 2005. An Improved Mixed Numerical-Experimental Method for Stress Field Calculation, submitted to *Optics & Laser Technology*.
- Michel, MC, Guo, XDF, Gibson, LJ, McMahon, FA, Hayes, WC**, 1993. Compressive fatigue behaviour of bovine trabecular bone. *Journal of Biomechanics* 26, 453-463.
- Mitton, D, Rumelhart, C, Hans, D, Meunier, PJ**, 1997. The effects of density and test conditions on measured compression and shear strength of cancellous bone from the lumbar vertebrae of ewes. *Medical and Engineering Physics* 19, 464 -474.
- Monkman, FC, Grant, NJ**, 1956. An empirical relationship between rupture life and minimum creep rate in creep-rupture tests. *ASTM Special Technical Publication No. 56*, Philadelphia, 593-620.
-

-
- Morgan, EF, Bayraktar, HH, Keaveny, TM, 2003.** Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics* 36, 897-904.
- Nazarian, A, Muller, R, 2004.** Time – lapsed microstructural imaging of bone failure behaviour. *Journal of Biomechanics* 37, 55- 65.
- Nicholson, PHF, Cheng, XG, Lowet, G, Boonen, S, Davie, MWJ, Dequeker, J, Van Der Perre, G, 1997.** Structural and material mechanical properties of human vertebral cancellous bone. *Medical Engineering & Physics* 19, 729-737.
- Odgaard, A, Hvid, I, Linde, F, 1989.** Compressive axial strain distributions in cancellous bone specimens. *Journal of Biomechanics* 22, 829-835.
- Osizik, MN, 1993.** Heat Conduction, 2nd Ed., Wiley, 214-251, New York.
- Ouyang, J, Yang, GT, Wu, WZ, Zhu, QA, Zhong, SZ, 1997.** Biomechanical characteristics of human trabecular bone. *Clinical Biomechanics* 12, 522-524.
- Popelar, CF, Popelar, CH, Kenner, VH 1990.** Viscoelastic material characterization and modeling for polyethylene. *Polymer Engineering and Science* 30, 577-586.
- Schapery, RA, 1984.** Correspondence principles and a generalized J integral for large deformation and fracture analysis of viscoelastic media. *International Journal of Fracture* 25, 195-223.
- Srinivasan, V, Radhakrishnan, S, Zhang, X, Subbarayan, G, Baughn, T, Nguyen, L, 2005.** High-resolution characterization of materials used in packages through digital image correlation. *Proceedings of IPACK2005. ASME InterPACK'05, San Francisco, California, USA.*
- Stanczyk, M, Van Rietbergen, B, 2004.** Thermal analysis of bone cement polymerisation at the cement – bone interface. *Journal of Biomechanics* 37, 1803-1810.
- Turner, CH, Burr, DB, 1993.** Basic Biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone* 14, 595-606.
- Van Rietbergen, B, Eckstein F, Koller B, Huiskes R, Baaijens F, Ruegsegger, P, 2000.** Trabecular bone tissue strains in the healthy and osteoporotic human femur. *Trans. 46th ORS* 25-33.
- Verhulp, E, Van Rietbergen, B, Huiskes, R, 2004.** A three-dimensional digital image correlation technique for strain measurements in microstructures. *Journal of Biomechanics* 37, 1313-1320.
- Wong, K, Boyde, A, Howell, PGT, 2001.** A model of temperature transients in dental implants. *Biomaterials* 22, 2795-2797.
-

Zhang, D, Arola, DD, 2004. Applications of digital image correlation to biological tissues. *Journal of Biomedical Optics* 9, 691-699.

Capítulo IV

4 Análise Numérica de Modelos de Próteses Cimentadas

A análise do comportamento mecânico multiaxial do osso é clinicamente importante porque ocorrem tensões multiaxiais. Do ponto de vista biológico, o conhecimento do comportamento da rotura multiaxial do osso permite a concepção de modelos de elementos finitos que possam prever o seu colapso.

A análise de elementos finitos conquistou na área de ortopedia uma posição privilegiada no uso de técnicas numéricas computacionais aplicadas à avaliação de tensões e deslocamentos em componentes estruturais. Alguns exemplos de aplicação do método de elementos finitos na área da ortopedia são a análise do comportamento mecânico do osso e de modelos de falência do conjunto osso-implante (Huiskes e Chao, 1983).

As grandes potencialidades da análise de elementos finitos prendem-se com a robustez do método (e.g., diferentes geometrias, condições de carregamento, condições fronteira e propriedades do material).

Tipicamente, utiliza-se o método dos elementos finitos para analisar o comportamento mecânico do osso trabecular, quer ao nível do meio contínuo quer ao nível microestrutural. A análise de elementos finitos de elevada resolução também pode ser utilizada na aquisição de dados acerca das propriedades de rotura ao nível do tecido e a sua relação com o nível aparente de rotura.

Neste trabalho foi utilizado o programa de elementos finitos ABAQUS® (Versão 6.4.1), que disponibiliza vários modelos materiais e permite resolver problemas complexos, sobretudo ao nível do comportamento não-linear.

As análises de elementos finitos foram realizadas utilizando um computador AMD Athlon™ 64 (Processador 3500+, 2.21 GHz, 2.00 GB de RAM).

4.1 Propriedades dos Materiais

O comportamento material dos vários materiais componentes de uma prótese de anca cimentada constitui uma variável de projecto importante numa análise de elementos finitos.

O comportamento anisotrópico e viscoelástico dos materiais constitui a aproximação mais realista do comportamento *in vivo* contudo, para reduzir a complexidade da análise, é muitas vezes assumido o comportamento isotrópico, linear elástico dos materiais (Nicolella, 2001; Fox, 2003; Katoozian, 2003).

4.1.1 Propriedades do Implante

Os implantes metálicos mais comumente utilizados no fabrico de implantes são as ligas de titânio e as ligas de cobalto-crómio-molibdénio (Ratner et al., 2004), que podem ser consideradas materiais homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos (Katoozian, 2003).

Namba et al. (1998) utilizaram o método dos elementos finitos para comparar implantes de cobalto-crómio com implantes de titânio. Os autores estudaram o efeito da rigidez dos materiais nas tensões no fémur tendo verificado que os últimos induzem tensões mais elevadas.

O material seleccionado para o implante do modelo em estudo foi uma liga metálica de cobalto-crómio-molibdénio (CoCrMo). O módulo elástico E e o coeficiente de Poisson ν de uma liga metálica de cobalto-crómio-molibdénio definidos para a análise de elementos finitos foram: $E = 230$ GPa e $\nu = 0.3$.

4.1.2 Propriedades do Cimento Ósseo

As propriedades do cimento ósseo acrílico (e.g. PMMA) dependem do fabricante, das heterogeneidades provocadas pela retenção de ar, da inclusão de sangue e resíduos de tecido durante a intervenção cirúrgica e da vaporização do monómero durante a polimerização. Variam ainda ao longo do tempo devido aos efeitos térmicos e higroscópicos, e também devido ao envelhecimento (Katoozian, 1993; Lewis, 1997).

A determinação das propriedades mecânicas estáticas e dinâmicas do cimento ósseo tem sido objecto de estudo de vários trabalhos de investigação (Treharne e Brown, 1975; Saha e Pal, 1982; Saha e Pal, 1984; Chwirut, 1984; Oysaeed e Ruyter, 1989; Lewis, 1997; Lu, 2001; Krause et al., 2004; Gomes, 2004).

O módulo elástico E e o coeficiente de Poisson ν definidos para o cimento ósseo acrílico em estudo foram: $E = 2.50$ GPa e $\nu = 0.3$.

Quando sujeito a condições de carregamento estáticas ou dinâmicas, o cimento ósseo exhibe um comportamento viscoelástico. Verdonschot e Huiskes (1995) analisaram o comportamento à fluência do cimento ósseo para um intervalo de cargas de compressão dinâmicas, na gama fisiológica. Os autores estabeleceram uma relação entre a deformação de fluência (ϵ_c), o número de carregamentos (N) e o nível de tensão (σ), para testes de tracção cíclicos (Verdonschot e Huiskes, 1994). Stolk et al. (2004)

desenvolveram um algoritmo de elementos finitos para simular a fluência e a acumulação de dano no cimento ósseo acrílico. Os autores utilizaram o modelo de Maxwell para descrever o comportamento viscoelástico.

Chwirut (1984) apresentou uma lei de potência para descrever a dependência da deformação de fluência com o tempo e a tensão de compressão estática aplicada:

$$\varepsilon_{Fluência} = 1.826 \times 10^{-5} \sigma^{1.858} t^{-0.717}, \quad (31)$$

onde a deformação ε vem em $\mu\epsilon$, σ em MPa e t em s. A velocidade de deformação foi obtida a partir da equação anterior:

$$\frac{d}{dt} \varepsilon_{fluência} = \dot{\varepsilon}_{fluência} = 5.168 \times 10^{-6} \sigma^{1.858} t^{-0.717}, \quad (32)$$

onde a velocidade de deformação de fluência vem em horas^{-1} .

Para avaliação do comportamento viscoelástico do cimento ósseo acrílico, foi analisado um elemento de cimento ósseo, utilizando o modelo proposto por Chwirut (1984).

A análise viscoelástica do cimento ósseo acrílico foi efectuada para 3 níveis de tensão, dentro da gama fisiológica (3, 15 e 30 MPa), durante 48 horas.

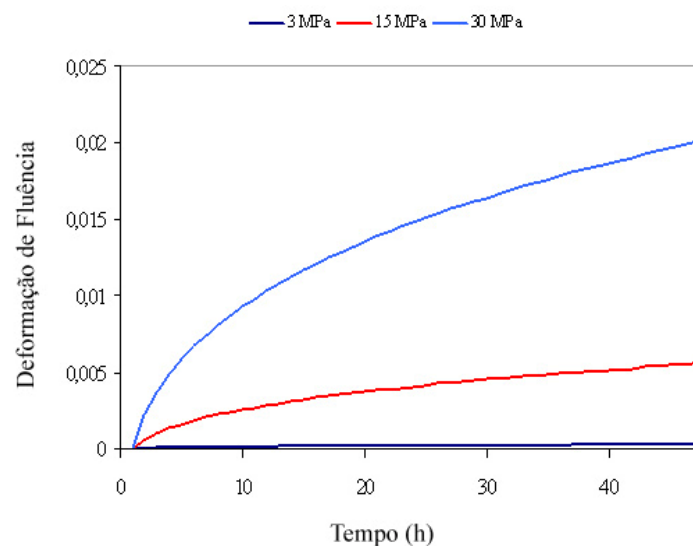


Figura 4-1 – Deformação de fluência do cimento ósseo, obtida para $\sigma = 3, 15$ e 30 MPa.

A análise da figura anterior indica que a deformação de fluência é não-linear e aumenta com a tensão aplicada.

Para a descrição do comportamento viscoelástico do cimento ósseo foram utilizados dados de relaxação obtidos a partir de dados experimentais (Tabela VII).

Tabela VII – Módulos de relaxação determinados experimentalmente para provetes de cimento ósseo acrílico CMWTM-1 (Guedes et al., 2006)

Módulo (GPa)			
t = 0 s	t = 10 s	t = 100 s	t = 1000 s
2.299	1.573	1.330	1.053

O programa de elementos finitos ABAQUS[®] permite avaliar o comportamento de materiais viscoelásticos através da geração automática de curvas de resposta de fluência e relaxação, baseadas em dados experimentais.

De forma a validar os resultados obtidos durante a análise de elementos finitos, foi realizada a verificação do comportamento do cimento ósseo relativamente às propriedades viscoelásticas (Figura 4-2).

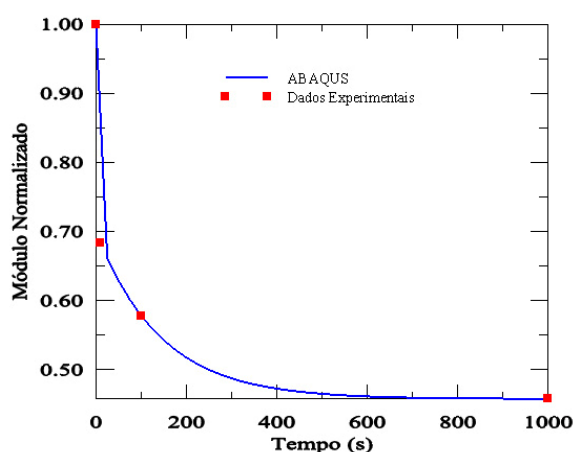


Figura 4-2 – Comparação entre os dados de relaxação obtidos experimental e numericamente

Verifica-se, da figura anterior, que existe concordância entre os dados de relaxação determinados experimentalmente e o comportamento viscoelástico de relaxação previsto pelo programa de elementos finitos.

O efeito da introdução das propriedades viscoelásticas foi avaliado num modelo axisimétrico, constituído pelo implante, com forma semi-esférica, e pelo manto de cimento.

Foi realizada uma análise de convergência da malha de elementos finitos (Tabela VIII). Após a avaliação dos resultados obtidos desta análise, optou-se por refinar a malha de elementos finitos em torno do centro do provete de cimento, onde se esperam tensões e deformações mais elevadas.

Tabela VIII – Teste de convergência da malha de elementos finitos

Nº Elementos	Tipo *	Max SMISES	% Erro
8240	H	32.59 MPa	-
1596	H	30.07 MPa	7.73
1340	R	30.22 MPa	7.27
2390	R	31.70 MPa	2.73
4240	R	32.19 MPa	1.23

* H - Malha homogénea; R – Malha refinada.

O modelo axisimétrico analisado foi definido com 4240 elementos quadriláteros lineares axisimétricos (CAX4R).

Foi definido contacto entre a semi-esfera e o cimento ósseo, através de superfícies definidas pelas faces dos elementos axisimétricos na região de contacto. O coeficiente de fricção utilizado nesta análise foi $c_f = 0.35$ (Nuño et al., 2006).

Ciclo de carga e descarga

Foi aplicado um pulso triangular (carga e descarga) no centro do implante, e o cimento ósseo foi fixado na parte distal, permitindo apenas movimentos na região central com direcção vertical.

Para efeitos de observação, os resultados que se apresentam de seguida exibem apenas a resposta do cimento ósseo. As figuras 4.3 a 4.5 referem-se ao instante imediatamente antes da força se anular. Estes resultados apenas servem para uma avaliação qualitativa do efeito da incorporação das propriedades viscoelásticas no comportamento do cimento ósseo.

Verifica-se que a introdução do comportamento viscoelástico no cimento ósseo resulta numa maior propagação de tensões (Figura 4-3) e num aumento das tensões radiais do mesmo (Figura 4-4).

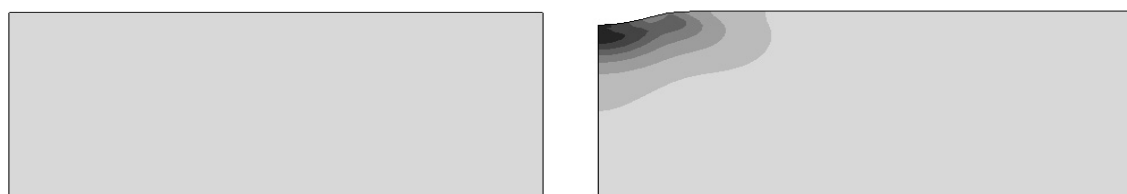


Figura 4-3 – Distribuição das tensões de Von Mises, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita)

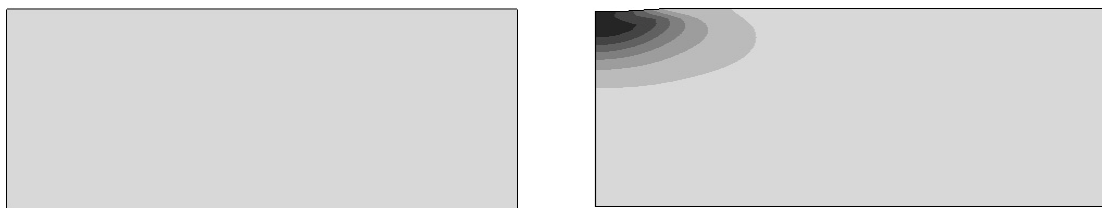


Figura 4-4 – Distribuição das tensões radiais, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita)

Na Figura 4-5 é também visível a recuperação incompleta do cimento ósseo, facto que se deve ao seu comportamento viscoelástico.

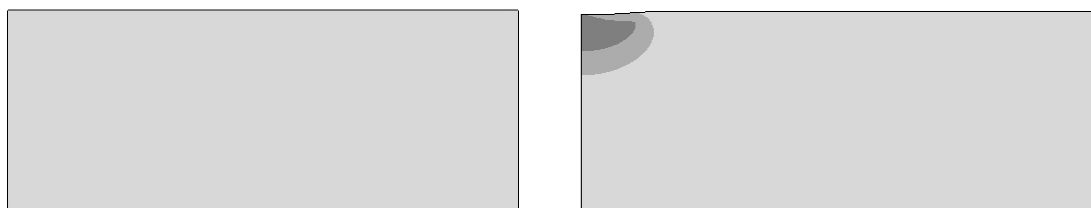


Figura 4-5 – Deformação máxima do material, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita)

Análise quasi-estática

O programa de elementos finitos ABAQUS[®] permite a análise à fluência dos materiais em duas etapas: 1) aumento progressivo da carga até ao valor desejado, obtendo-se a deformação elástica e 2) análise à fluência quasi-estática (ABAQUS[®] *Documentation Online*).

Para efeitos de observação, os resultados que se apresentam de seguida mostram apenas a resposta do cimento ósseo. As figuras 4.6 e 4.7 referem-se ao instante final da segunda etapa do teste à fluência. Mais uma vez se salienta que estes resultados apenas servem para uma avaliação qualitativa do efeito da introdução do comportamento viscoelástico.

Como se pode ver, a introdução do comportamento viscoelástico no cimento ósseo resulta numa diminuição de tensões no mesmo (Figura 4-6).

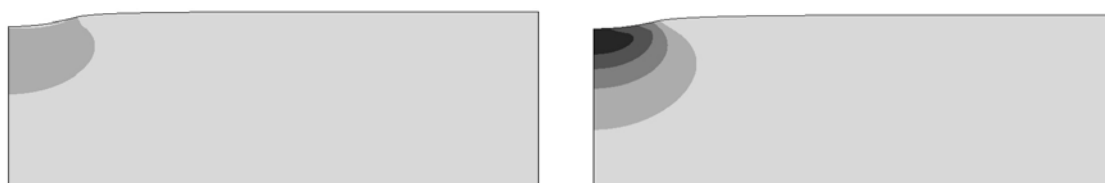


Figura 4-6 – Distribuição das tensões de Von Mises, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita)

Na Figura 4-7 também é visível o aumento das deformações máximas do cimento ósseo, facto que se deve ao seu comportamento viscoelástico.

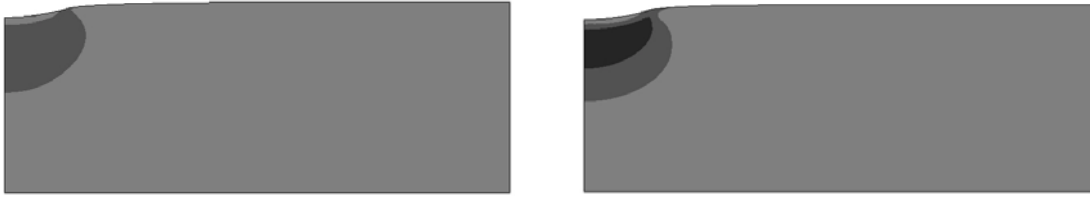


Figura 4-7 – Deformação máxima do material, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita)

4.1.3 Propriedades do Osso Trabecular

O osso trabecular é um material viscoelástico anisotrópico (Keaveny et al., 2001) contudo, o grau de complexidade que lhe está associado limita a correcta análise por elementos finitos deste tipo de material.

Brown et al. (2002) analisaram a deformação de fluência de osso cortical, quando sujeito a solicitações internas radiais. Os autores propuseram para o comportamento à fluência do osso o modelo seguinte:

$$\varepsilon_{fluência} = 0.082321\sigma^{2.784397}t^{0.25724}, \quad (33)$$

onde a deformação ε vem em $\mu\epsilon$, σ em MPa e t em s. A velocidade de deformação foi obtida a partir da equação anterior:

$$\frac{d}{dt}\varepsilon_{fluência} = \dot{\varepsilon}_{fluência} = 1.74093 \times 10^{-7} \sigma^{2.784397} t^{-0.74276} \quad (34)$$

onde a velocidade de deformação de fluência vem em horas^{-1} .

Bowman et al. (1999) indicam que o osso cortical e o osso trabecular exibem comportamentos à fluência semelhantes.

Shultz (2002) aplicou a lei de fluência proposta por Brown et al. (2002) na análise de efeitos da viscoelasticidade do osso cortical na fixação/estabilidade de implantes cimentados e não-cimentados. O autor considerou viável aproximar o mesmo modelo ao osso trabecular.

Para avaliação do comportamento à fluência do osso trabecular, foi efectuada uma análise semelhante à realizada para o cimento ósseo, utilizando o modelo proposto por Brown et al. (2002).

A análise à fluência do osso trabecular foi efectuada para 2 níveis de tensão dentro da gama fisiológica (3 e 6 MPa), durante 48 horas.

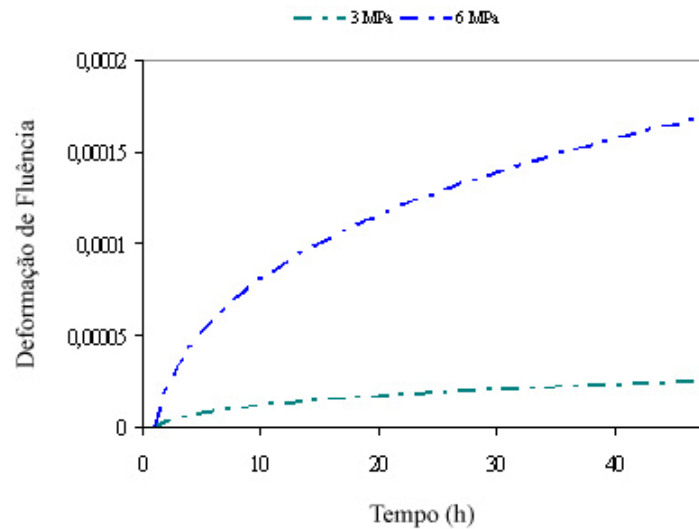


Figura 4-8 – Deformação de fluência do osso trabecular, obtida para $\sigma = 3$ e 6 MPa

A análise da figura 4.8 indica que a deformação de fluência aumenta com a tensão aplicada.

As propriedades elásticas definidas para o osso trabecular foram: $E = 400$ MPa (Taylor et al., 1995; Simões, 1998) e $\nu = 0.3$.

4.1.4 Propriedades do Osso Cortical

As propriedades elásticas definidas para o osso cortical foram: $E = 17$ GPa e $\nu = 0.3$. Não foram introduzidos quaisquer modelos viscoelásticos nem constantes elásticas ortotrópicas para descrição do comportamento do osso cortical para não aumentar a complexidade do sistema em estudo.

4.1.5 Interfaces implante-cimento-osso trabecular-osso cortical

Para a análise das interfaces cimento-implante e cimento-osso do modelo em estudo, considerou-se que existe apenas atrito entre as superfícies (Katoozian, 1993; Lu, 2001; Nicolella, 2001; Schultz, 2002).

O coeficiente de fricção definido para o contacto entre o implante metálico e o cimento ósseo foi de $c_f = 0.35$ (Nuño et al., 2006). Dada a natureza da interface cimento-osso, a fixação da interface cimento-osso foi definida por um modelo de fricção de Coulomb, utilizando o máximo coeficiente de fricção ($c_f = 1$).

Admitiu-se que o osso cortical e o osso trabecular estão intimamente ligados, não existindo uma interface *per se*.

4.1.6 Condições de Carregamento

As cargas a que a articulação da anca é sujeita variam consideravelmente com a actividade. Diariamente, a articulação da anca é submetida a cargas elevadas de modo repetitivo.

A força na articulação é, aproximadamente, PP (i.e. *peso próprio*) na fase em que o membro está flectido e 238% PP durante a marcha a 4 km/h. A subir e descer escadas, estas cargas podem atingir 251% PP e 260% PP, respectivamente e em modalidades desportivas como o esqui, é possível atingir cargas até 780% PP (Bergmann et al., 2001).

Parece existir alguma discórdia quanto ao critério de selecção das forças a aplicar na análise numérica para a correcta avaliação dos modelos cimentados de artroplastias da anca. Duda et al. (1998) referem que as cargas fisiológicas utilizadas na análise de elementos finitos do fémur humano são melhor descritas pelo conjunto dos músculos abdutores, adutores e pelo trato ílio-tibial. Stolk et al. (2001) analisaram quais os grupos musculares em redor da articulação da anca que mais proeminentemente afectam as distribuições da carga nas artroplastias cimentadas da anca. Os autores concluíram que uma configuração de carregamento que incluía a força de contacto na articulação e as forças dos músculos abdutores permite reproduzir fidedignamente os carregamentos *in vivo*.

Rudman et al. (2006) sugerem que, em condições fisiológicas, o fémur proximal é, maioritariamente, solicitado à compressão. Os autores sugerem também que a estrutura trabecular interna funciona como um arco, transferindo as tensões em compressão para o eixo femoral. Rudman et al. (2006) concluíram que, em princípio, a inclusão das forças musculares e ligamentosas na análise numérica do fémur gera forças compressivas na porção proximal daquele.

Simões (1998) refere que as forças de torção têm um efeito relevante no mecanismo de transferência de carga e no fenómeno de *stress shielding*. Não obstante, nas análises de elementos finitos realizadas pelo autor, apenas foram consideradas cargas de compressão.

Bergmann (2001) apresenta um programa (HIP 98) que reúne as forças de contacto e as forças musculares que actuam diariamente na articulação da anca, assim como as análises do ciclo de marcha e frequências de actividade (Figura 4-9). Os resultados apresentados neste programa dizem respeito a dados experimentais medidos em quatro pacientes com prótese de anca.

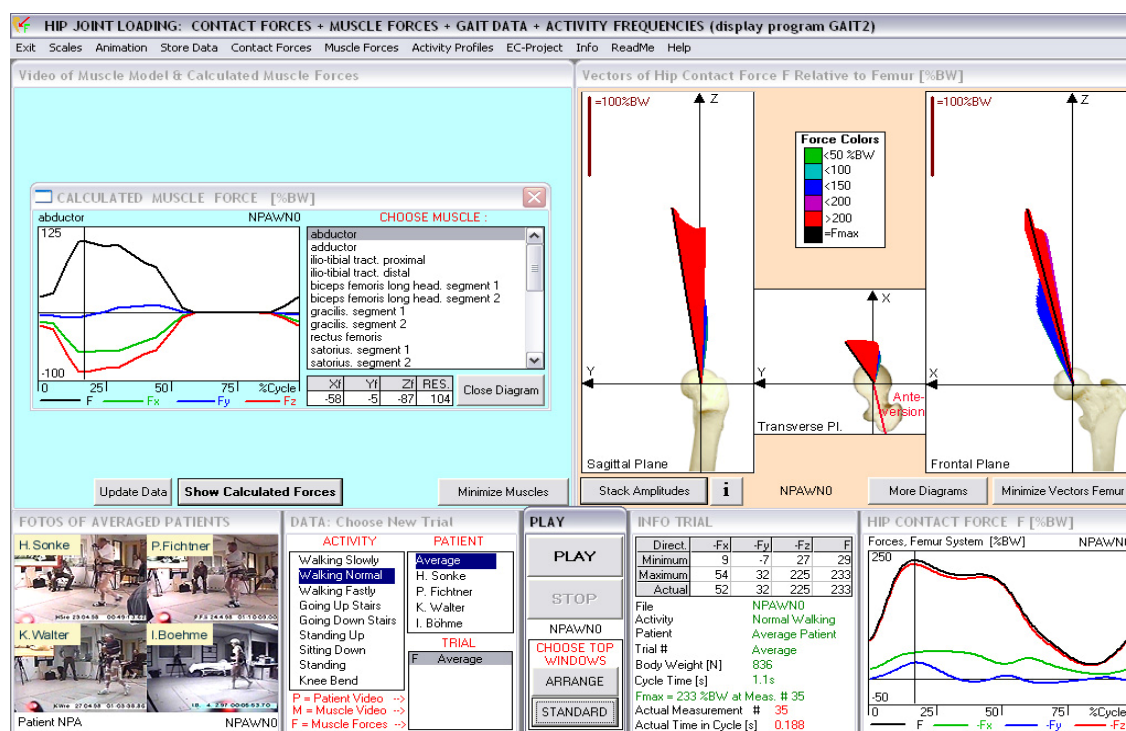


Figura 4-9 – Obtenção de forças de contacto da articulação e forças musculares a partir do programa HIP98 (Bergmann, 2001)

Bergmann (2001) determinou as forças máximas de contacto na articulação durante a marcha e estimou, a partir dessas, as forças musculares correspondentes. Com base nos cálculos do autor, e considerando um peso próprio médio de 80 kg, foi considerada uma força reactiva da articulação $F_{HF} = 1970 \text{ N}$ ($F_{HFx} = -448 \text{ N}$, $F_{HFy} = -272 \text{ N}$ e $F_{HFz} = -1902 \text{ N}$) e uma força muscular $F_{ABD} = 865 \text{ N}$ ($F_{HFx} = 481 \text{ N}$, $F_{HFy} = 718 \text{ N}$ e $F_{HFz} = 36 \text{ N}$).

O sistema de coordenadas utilizado apresenta-se na Figura 4-10.

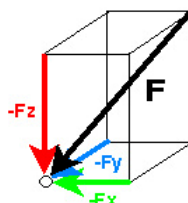


Figura 4-10 – Sistema de coordenadas utilizado para aplicação das forças (Bergmann, 2001)

Para a análise numérica dos modelos estudados neste trabalho, foram aplicadas as forças supramencionadas, determinadas por Bergmann (2001).

As forças da articulação foram aplicadas num único nó no topo da cabeça da prótese e as forças correspondentes aos músculos abdutores foram aplicadas num único nó no grande trocânter.

4.1.7 Condições Fronteira

O fémur é mantido em equilíbrio dinâmico pelos tecidos envolventes e pela articulação do joelho (Simões, 1998). A complexidade da representação deste sistema num modelo de elementos finitos leva a que se efectuem simplificações ao nível das condições fronteira. Tipicamente, numa análise de elementos finitos deste tipo, procede-se à fixação do fémur na parte distal (e.g., Katoozian, 1993; Simões, 1998; Fan, 2000; Lu, 2001; Nicolella, 2001; Stolk et al., 2001; Schultz, 2002).

Os modelos bidimensionais (2D) não têm em conta a rigidez total da estrutura. Simões (1998), citando outros autores, refere que a rigidez do plano frontal da estrutura pode ser introduzida através da adição de uma placa rígida no plano frontal, transformando o modelo bidimensional num modelo tridimensional.

4.2 Modelo de Elementos Finitos 2D

Foi definido um modelo bidimensional para análise do problema em estudo. O modelo foi analisado em duas etapas. A primeira etapa corresponde a uma análise estática, onde as cargas são aplicadas em incrementos lineares. A segunda etapa corresponde a uma análise quasi-estática, durante um período de tempo de 48 horas.

4.2.1 Geometria do Modelo

Na região proximal do fêmur, tem-se uma camada cortical de espessura muito fina e uma camada significativa de osso trabecular de alta densidade. A região trabecular diminui com a introdução do cimento ósseo para fixação do implante (Figura 4-11).

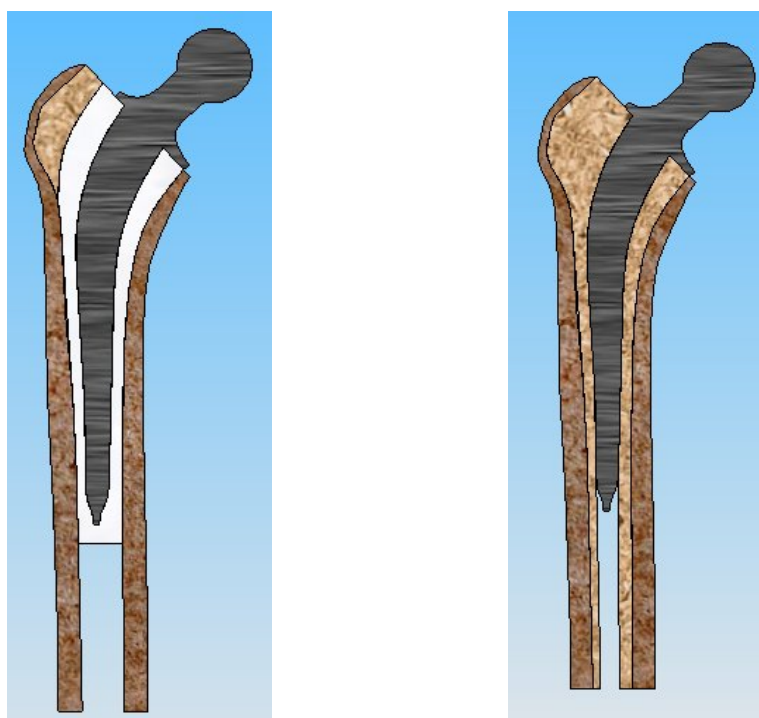


Figura 4-11 – Distribuição dos diferentes materiais nas configurações cimentada (esquerda) e não-cimentada (direita)

A geometria do modelo 2D foi obtida a partir de uma radiografia de um paciente sujeito a uma artroplastia da anca, para um comprimento de 250 mm do fêmur proximal.

O modelo 2D cimentado foi, posteriormente, gerado no software SOLIDWORKS® (Versão 2005 Education Edition) (Figura 4-12). No modelo gerado estão representados quatro estruturas (i.e., implante, cimento ósseo, osso trabecular e osso cortical), considerando-se também o canal medular no interior do fêmur.

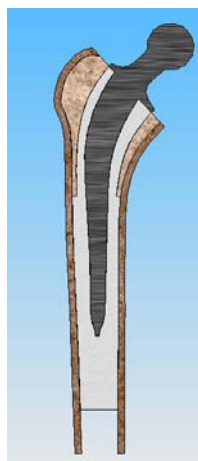


Figura 4-12 – Geometria do modelo 2D obtida a partir de um corte longitudinal a um modelo tridimensional

Devido a problemas de convergência no modelo 2D em estudo, foram feitas algumas aproximações, nomeadamente, no que diz respeito à geometria e às condições fronteira a que o modelo é sujeito. Na Figura 4-13 apresenta-se a geometria 2D utilizada para a análise de elementos finitos.

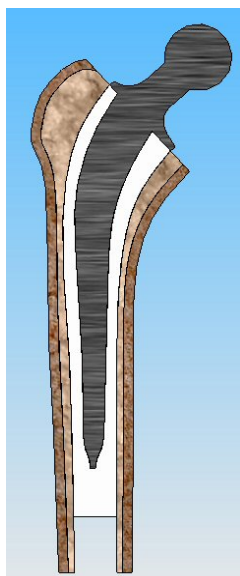


Figura 4-13 – Geometria do modelo 2D estudado

A malha de elementos finitos do modelo da prótese cimentada (Figura 4-13) foi definida com 14159 elementos triangulares com 3 nós (CPS3).

Para a configuração de carga mecânica aplicada ao modelo 2D em estudo foi considerada a força reactiva da articulação, $F_{HF} = 1970 \text{ N}$ ($F_{HFx} = -852 \text{ N}$ e $F_{HFy} = -1776 \text{ N}$) (Viceconti et al., 1998; Ramos e Simões, 2006). Não foram incluídas as forças resultantes da acção muscular.

Considerou-se que a casca exterior do osso cortical está restrita a movimentos em todas as direcções. A imposição desta condição fronteira confere ao sistema pseudo-rigidez do modelo femoral.

4.2.2 Resultados

A análise dos resultados que a seguir se apresenta, pretende evidenciar a influência da introdução do comportamento viscoelástico nas principais variáveis de campo, i.e. tensões, deformações, pressões de contacto e tensões de corte nas interfaces. A comparação feita entre o caso elástico e viscoelástico é apresentada sempre na mesma escala, para cada variável analisada, permitindo uma análise qualitativa directa.

Tensões no osso trabecular

Na Figura 4-14 apresentam-se as tensões máximas principais para o osso trabecular, considerando comportamento elástico e viscoelástico.

Linde et al. (1992) determinaram que para um módulo elástico de 400 MPa, a resistência à rotura em compressão é, aproximadamente, 6 MPa. Os valores das tensões máximas principais no osso trabecular obtidos (Figura 4-14) são muito elevados (> 6 MPa) em zonas pontuais na parte proximal do fémur, o que se deve à falta de rigidez do sistema.

A introdução da viscoelasticidade origina o aumento das tensões principais máximas na região proximal lateral do osso trabecular e uma diminuição das tensões na região proximal medial.

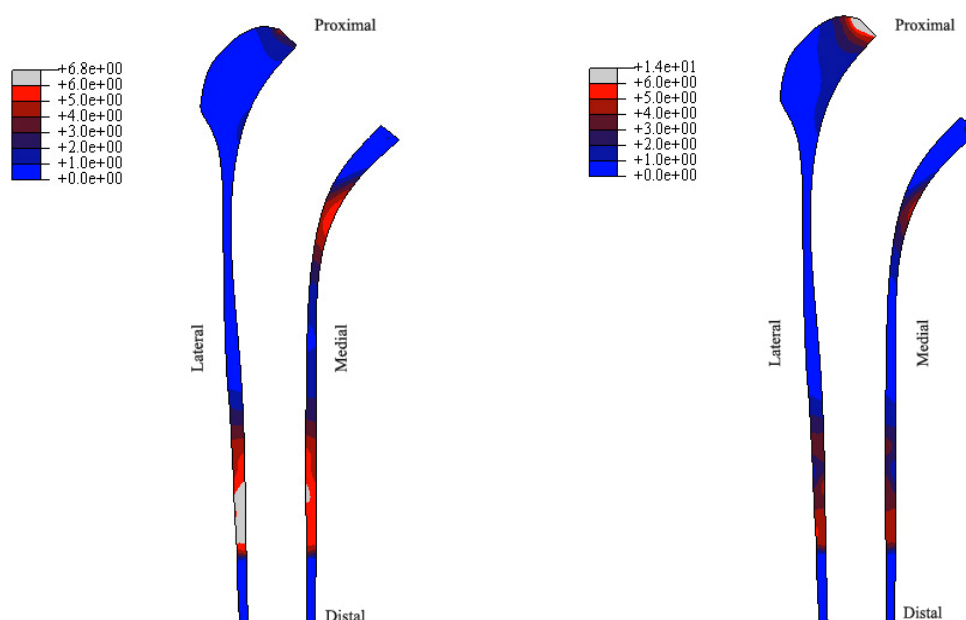


Figura 4-14 – Distribuição das tensões principais máximas no osso trabecular, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) dos materiais

A introdução de comportamento viscoelástico nos materiais originou um aumento no pico máximo da tensão no osso trabecular de 6.8 MPa para 14 MPa devendo, no entanto, lembrar que a intensidade

destes valores está sobrestimada devido à falta de rigidez do sistema. Schultz (2002) observou um ligeiro aumento das tensões com a introdução de comportamento viscoelástico do osso.

Deformações do osso trabecular

Em ambos os casos pode-se observar que as deformações são superiores na região medial-proximal do osso trabecular.

A deformação do osso trabecular aumenta significativamente com a introdução do comportamento viscoelástico (Figura 4-15).

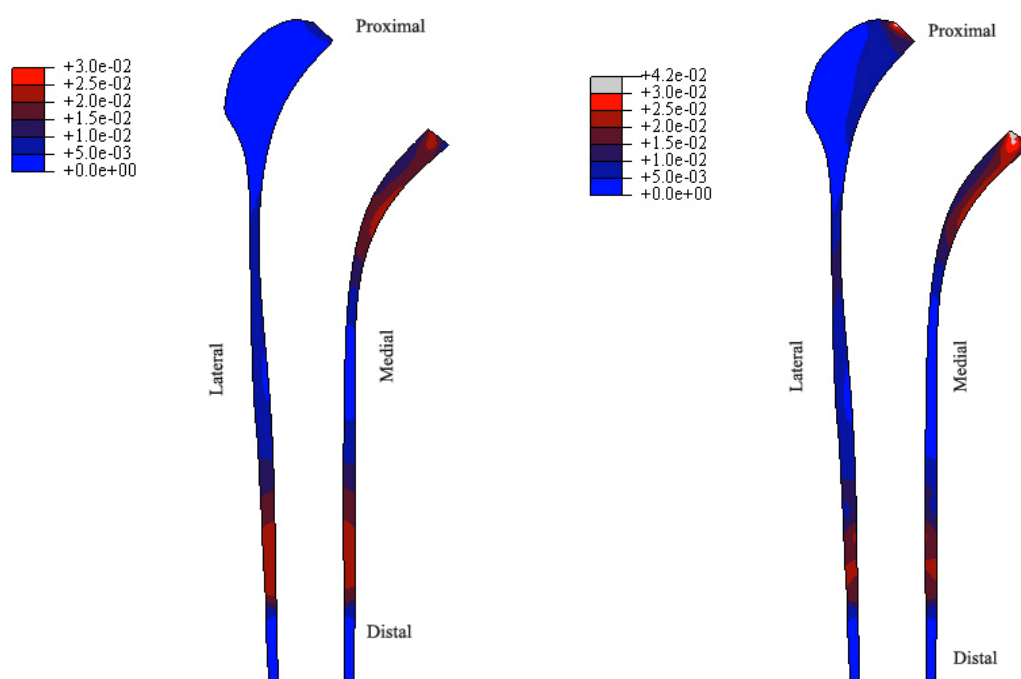


Figura 4-15 – Distribuição das deformações principais máximas no osso trabecular, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) dos materiais

A introdução de comportamento viscoelástico origina também um aumento das deformações na região lateral-proximal do osso trabecular.

Tensões no cimento ósseo

As tensões induzidas pelo implante no osso trabecular e no cimento ósseo têm um efeito preponderante no sucesso da prótese. Nesse sentido, foram determinadas as tensões principais máximas no cimento ósseo (Figura 4-16).

Verifica-se a existência de uma zona de tensões elevadas (> 40 MPa) na região distal-medial do cimento ósseo.

Park (2000), citando outros autores, refere que tensões elevadas no manto de cimento próximo da extremidade do implante são indicadoras de regiões com maior probabilidade de se iniciar o colapso do cimento. Nicolella (2001) refere também que o modo mais provável de falência do manto de cimento é a falência por fadiga na região onde se verificam as tensões mais elevadas.

O descolamento da haste femoral do manto de cimento, devido ao comportamento de fluência do cimento, pode resultar num aumento das tensões deste na vizinhança da extremidade distal do implante e, em última instância, na fractura do material (Lewis, 1997).

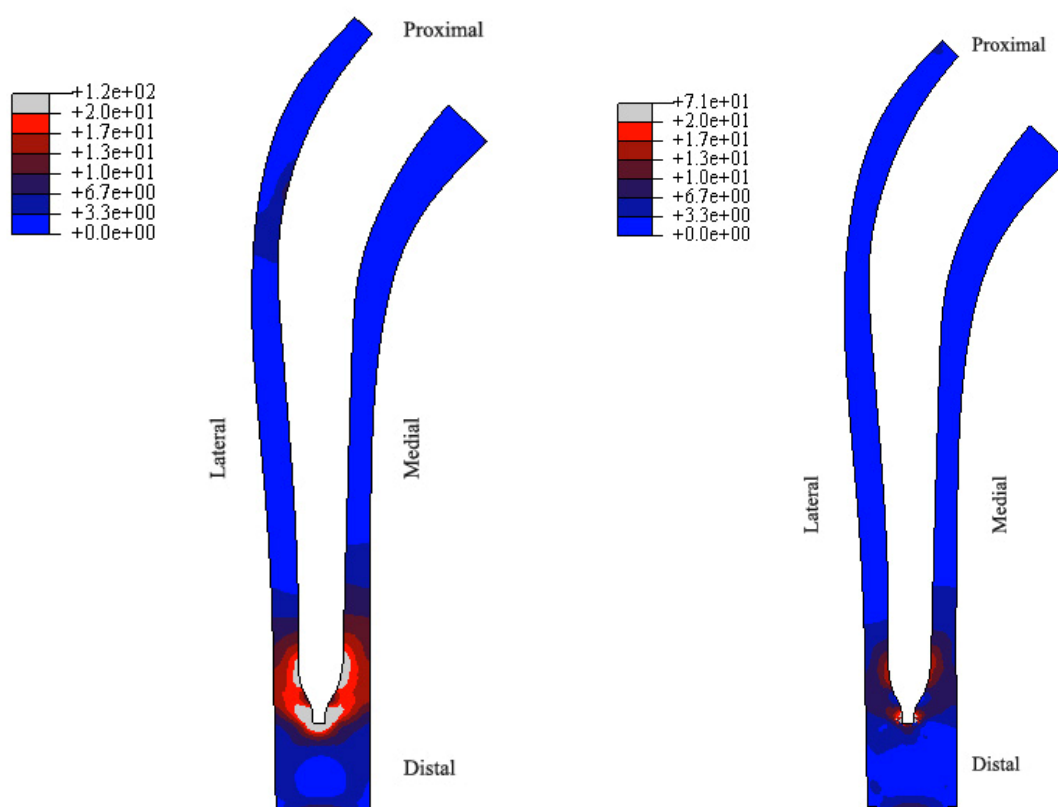


Figura 4-16 – Distribuição das tensões máximas principais no cimento ósseo, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) dos materiais

A introdução do comportamento viscoelástico no modelo traduz-se numa diminuição das tensões no cimento. Em particular, verifica-se que a região de concentração de tensões na parte distal do manto de cimento é significativamente atenuada. Lu (2001) observou, numa análise à fluência do cimento ósseo, que a introdução de comportamento viscoelástico induz uma diminuição nas tensões no manto de cimento ósseo. O autor refere também que, apesar de se verificar uma diminuição das tensões, as distribuições globais das tensões não são significativamente alterada. Shultz (2002) analisou o efeito da viscoelasticidade do osso cortical e do osso trabecular na estabilidade de implantes cimentados observado registado uma redução nas tensões do cimento com a introdução do comportamento viscoelástico.

Na Tabela IX apresenta-se um resumo das diferenças observadas ao nível das tensões máximas principais no cimento ósseo e no osso trabecular considerando comportamento elástico ou viscoelástico. Foram seleccionados elementos nas regiões medial-proximal, lateral-proximal e distal-central.

Tabela IX – Comparação das tensões máximas principais

		Comportamento Elástico		Comportamento Viscoelástico	
		Fim Passo 1	Fim Passo 2	Fim Passo 1	Fim Passo 2
Cimento	MP	0.000 MPa	0.000 MPa	0.000 MPa	0.000 MPa
	LP	6.078 MPa	6.078 MPa	6.078 MPa	2.089 MPa
	DC	33.15 MPa	33.15 MPa	33.15 MPa	16.20 MPa
Osso	MP	1.447 MPa	1.447 MPa	1.447 MPa	3.945 MPa

MP – Medial-proximal; **LP** – Lateral-proximal; **DC** – Distal-central

Nota: Passo 1 – Perturbação linear elástica; Passo 2 – Perturbação viscoelástica.

Deformações no cimento ósseo

Na Figura 4-17 apresentam-se as deformações máximas principais no manto de cimento, considerando comportamento elástico ou viscoelástico.

Observa-se uma região de concentração de deformações na porção de cimento que circunda a extremidade distal do implante (Figura 4-17).

Dados experimentais obtidos a partir de autópsias ou durante a realização de cirurgias revelam que, quer o descolamento da interface cimento-implante, quer as fracturas no manto de cimento, ocorrem na porção distal adjacente à extremidade do implante (Estok et al, 1997). Kim et al. (2001) também verificaram que a deformação do cimento ósseo é máxima naquela região. Estok et al. (1997) analisaram o perfil de deformações no manto de cimento tendo registado uma região de concentração de deformações na vizinhança da extremidade distal do implante. Os autores observaram que, naquela região, as deformações se encontravam orientadas na direcção axial, paralela ao eixo longo da prótese.

A introdução de comportamento viscoelástico no cimento induziu um aumento das deformações na região distal do manto de cimento.

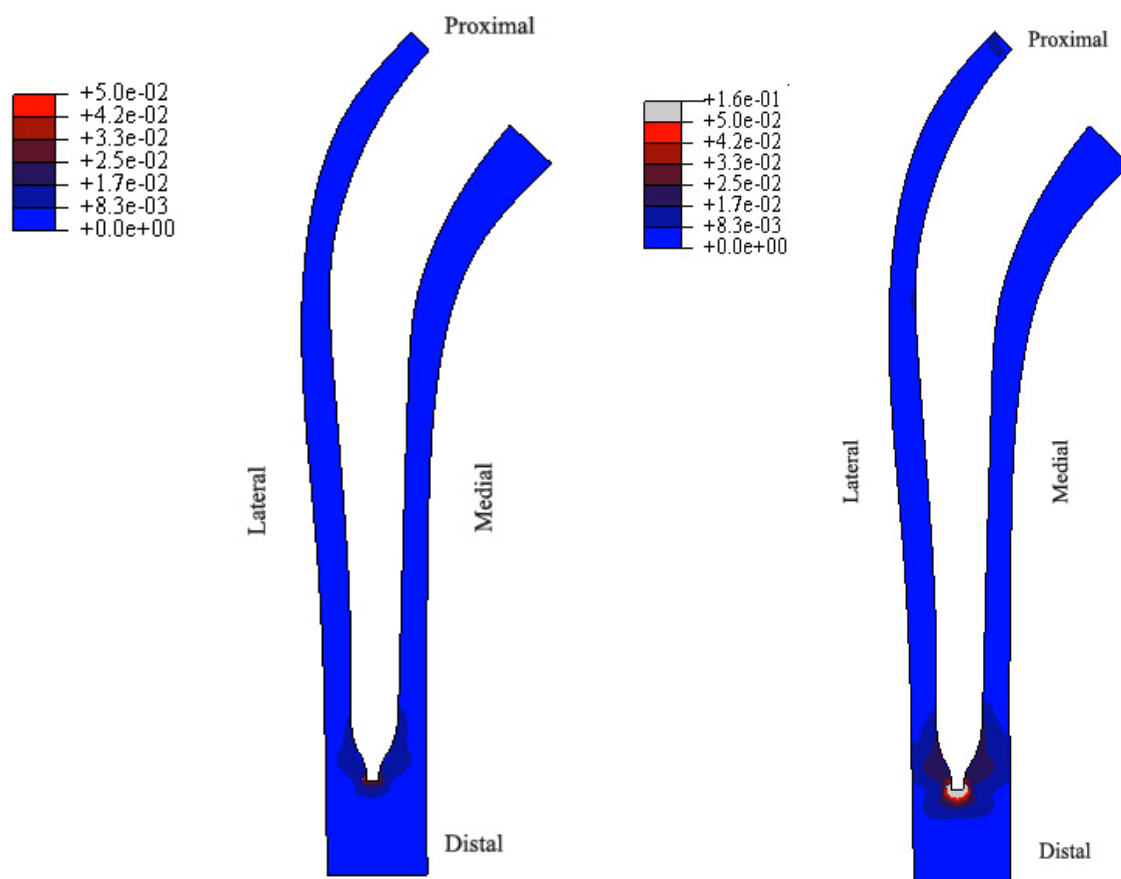


Figura 4-17 – Distribuição das deformações máximas principais no cimento ósseo, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) dos materiais

Interface cimento-implante

A importância das tensões de contacto locais na laxação asséptica da prótese foi introduzida por Rose e Litsky (1988). Yetkinler e Litsky (1998), citando Rose e Litsky (1988), referem que a teoria sugere que tensões de contacto excessivas podem originar reabsorção óssea, dando início a uma série de fenómenos biomecânicos e biológicos que resultam na laxação asséptica do implante.

Na Figura 4-18 apresenta-se a distribuição das pressões de contacto na interface cimento-implante, assumindo comportamento elástico ou viscoelástico dos materiais.

As regiões representadas a azul indicam os locais onde ocorre a separação das superfícies (i.e. pressão de contacto nula).

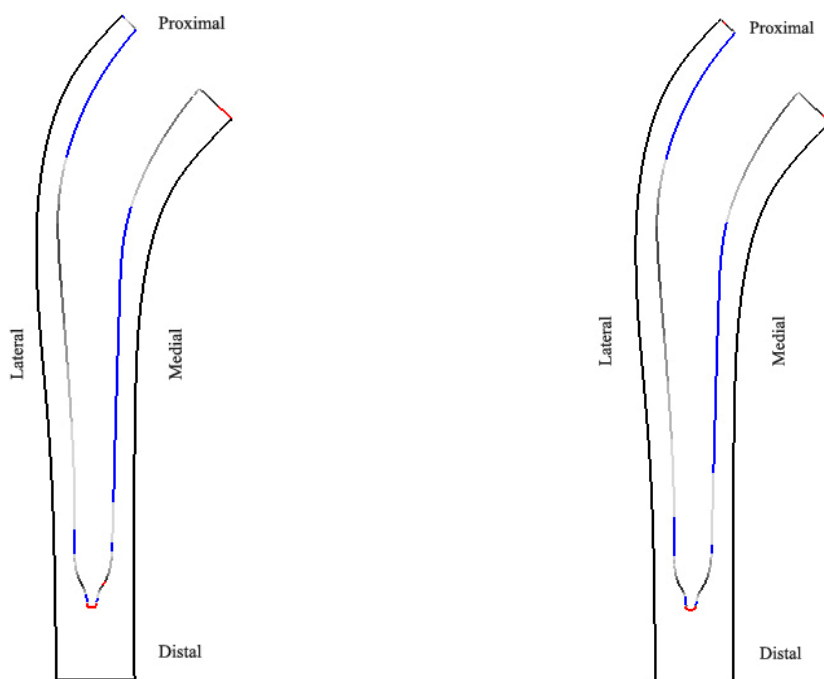


Figura 4-18 – Pressões de contacto na interface cimento-implante, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) dos materiais

Verifica-se que a introdução do comportamento viscoelástico não introduz alterações significativas no comportamento da interface, observando-se apenas um aumento da região de separação na extremidade distal lateral do manto de cimento.

Na Tabela X apresenta-se um resumo das diferenças observadas ao nível das pressões de contacto na interface cimento-implante considerando comportamento elástico ou viscoelástico. Foram seleccionados elementos finitos nas regiões medial-proximal, lateral-proximal e lateral-distal. O aumento observado na pressão de contacto com a introdução do comportamento viscoelástico é pouco significativo.

Tabela X – Comparação das pressões de contacto na interface

		Comportamento Elástico		Comportamento Viscoelástico	
		Fim Passo 1	Fim Passo 2	Fim Passo 1	Fim Passo 2
Interface Cimento-Implante	MP	37.44 MPa	37.44 MPa	37.44 MPa	38.70 MPa
	LP	0.00 MPa	0.00 MPa	0.00 MPa	0.00 MPa

MP – Medial-proximal; **LP** – Lateral-proximal; **LD** – Lateral-distal

Nota: Passo 1 – Perturbação linear elástica; Passo 2 – Perturbação viscoelástica.

Na Figura 4-19, apresenta-se o gráfico da variável COPEN, que mede a distância dos nós da superfície *slave* (cimento) à superfície *master* (implante), para um nó da interface cimento-implante localizado na região de contacto (cinza) da Figura 4-18, considerando o caso elástico e o caso viscoelástico. Verifica-se

que, no caso do nó analisado, a viscoelasticidade induziu uma maior abertura da interface local.

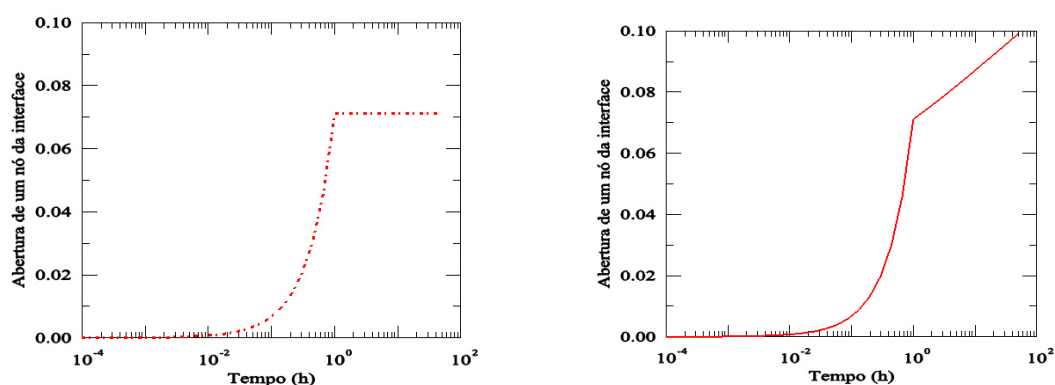


Figura 4-19 –Análise da abertura de um nó da interface para o caso elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita)

Na Figura 4-20 apresentam-se as tensões ao corte (MPa) na interface cimento-implante, assumindo comportamento elástico ou viscoelástico dos materiais.

Não se observam alterações significativas na distribuição das tensões de corte com a introdução do comportamento viscoelástico.

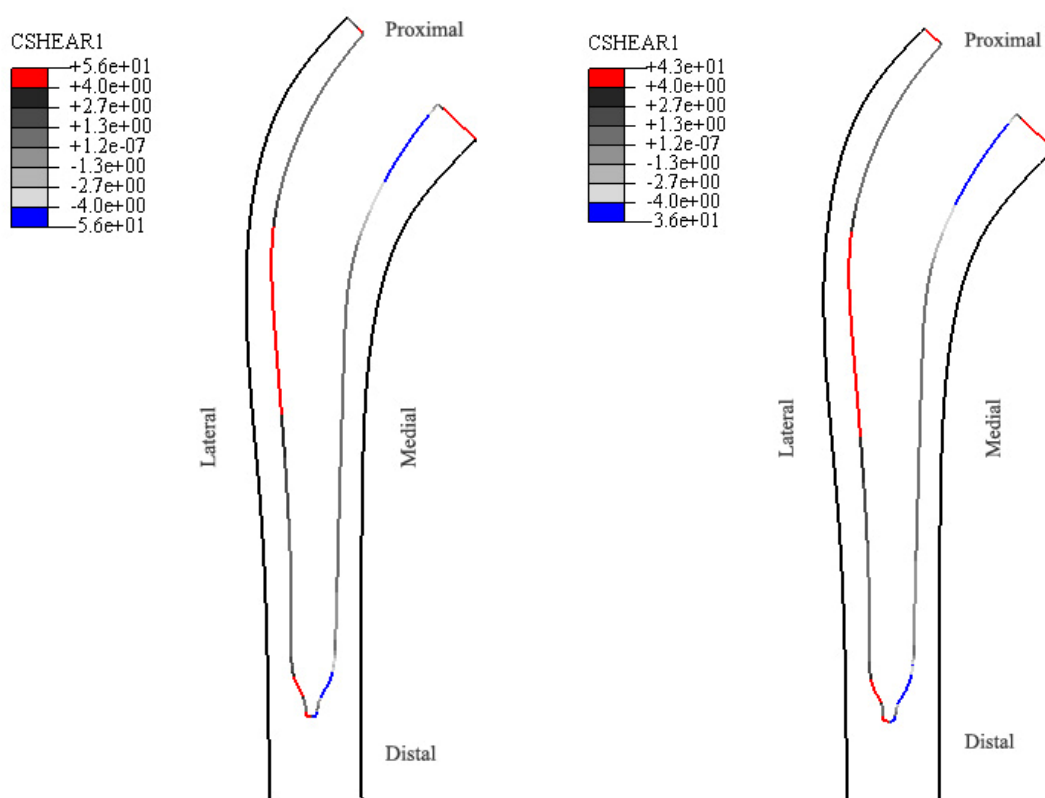


Figura 4-20 – Tensões ao corte na interface cimento-implante, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) dos materiais

Na Tabela XI apresenta-se um resumo das diferenças observadas ao nível das tensões ao corte na interface cimento-implante considerando comportamento elástico ou viscoelástico. Foram seleccionados elementos nas regiões medial-proximal, lateral-proximal e lateral-distal.

Tabela XI – Comparação das tensões ao corte na interface

		Comportamento Elástico		Comportamento Viscoelástico	
		Fim Passo 1	Fim Passo 2	Fim Passo 1	Fim Passo 2
Interface Cimento-Implante	MP	10.95 MPa	10.95 MPa	10.95 MPa	9.400 MPa
	LP	1.224 MPa	1.224 MPa	1.224 MPa	9.250 MPa

MP – Medial-proximal; **LP** – Lateral-proximal; **LD** – Lateral-distal

Nota: Passo 1 – Perturbação linear elástica; Passo 2 – Perturbação viscoelástica.

4.3 Modelo de Elementos Finitos 3D

A sobrestimativa das tensões e deformações obtida no modelo bidimensional, devido à falta de rigidez conferida pelo plano frontal, foi analisada utilizando um modelo tridimensional.

4.3.1 Geometria do Modelo

Foi analisado um modelo de uma prótese cimentada, com geometria (Figura 4-21) e malha de elementos finitos perfeitamente definida (Ramos e Simões, 2006).



Figura 4-21 – Geometria do modelo 3D estudado

A malha de elementos finitos do modelo 3D da prótese cimentada foi definida com 364744 elementos tetraédricos com quatro nós (C3D4).

Neste modelo, apenas foi definido contacto entre o implante e o cimento ósseo, tendo-se considerado um coeficiente de fricção de $c_f = 0.35$ (Nuño et al., 2006).

Para a configuração de carga mecânica aplicada ao modelo 3D em estudo foi considerada uma força reactiva da articulação de $F_{HF} = 1970$ N ($F_{HFx} = -448$ N, $F_{HFy} = -272$ N e $F_{HFz} = -1902$ N) e a força dos músculos abdutores, $F_{ABD} = 865$ N ($F_{HFx} = 481$ N, $F_{HFy} = 718$ N e $F_{HFz} = 36$ N) (Bergmann, 2001).

A região distal do osso cortical foi fixada, nas 3 direcções. Considerou-se que na interface cimento-implante os materiais não estão ligados um ao outro, existindo apenas contacto e fricção entre eles ($c_f = 0.35$).

4.3.2 Resultados

A análise dos resultados da análise de elementos finitos do modelo 3D em estudo que a seguir se apresenta, pretende não só verificar o efeito da introdução da viscoelasticidade nos materiais, mas também evidenciar a influência da rigidez do plano frontal, não contabilizada no modelo bidimensional, nos principais campos de resultados.

A comparação feita entre o caso elástico e viscoelástico é apresentada sempre na mesma escala, para cada variável analisada, permitindo uma análise qualitativa directa.

Tensões no implante

Na Figura 4-22 apresenta-se o campo de tensões de Von Mises, para o modelo tridimensional e para o modelo bidimensional.

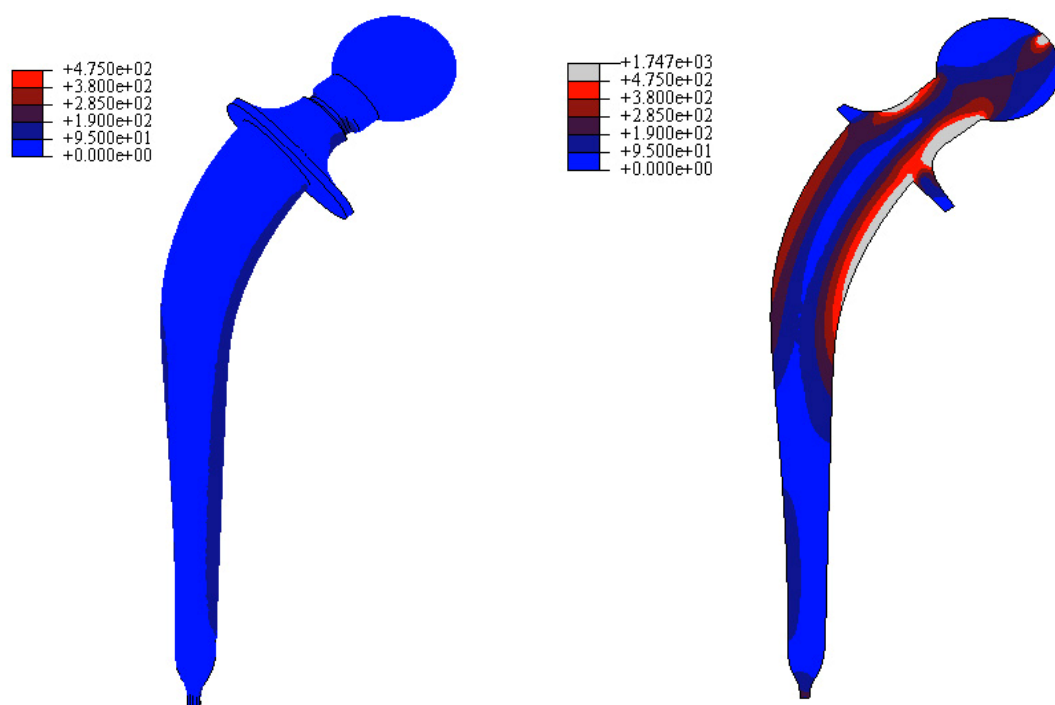


Figura 4-22 – Tensões de Von Mises no implante obtidas nos modelos tridimensional (esquerda) e bidimensional (direita)

Verifica-se uma elevada sobrestimativa das tensões no modelo bidimensional, devido à falta da rigidez no plano frontal. A sobrestimativa de tensões no implante, induz a sobrestimativa das tensões no comportamento dos restantes componentes do modelo, como já foi referido e verificado na análise do modelo feita anteriormente.

Tensões no osso trabecular

Na Figura 4-23 apresentam-se as tensões de Von Mises no osso trabecular, considerando comportamento elástico e viscoelástico. Para uma mais fácil observação dos resultados, foi feito um corte no plano frontal do osso trabecular.

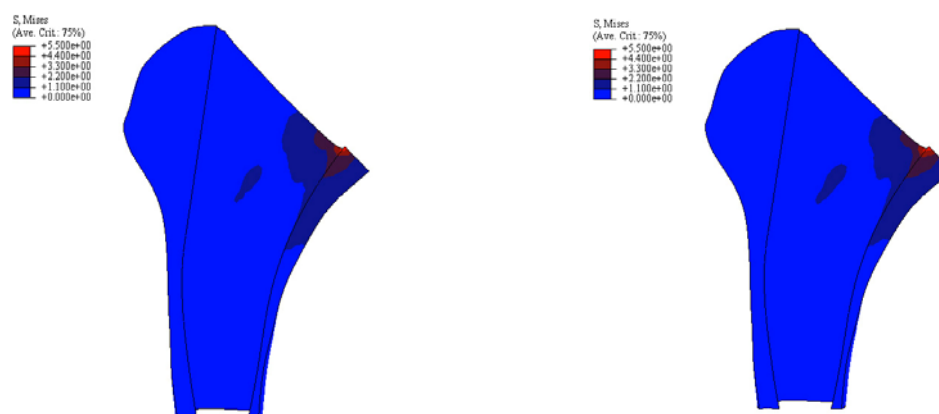


Figura 4-23 – Distribuição das tensões de Von Mises no osso trabecular, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita)

Verifica-se que, em ambos os casos, as tensões na parte lateral do osso trabecular são inferiores às tensões registadas na parte medial.

Registou-se um valor médio da tensão de Von Mises igual a 2 MPa, inferior ao limite de resistência em compressão do osso trabecular determinado por Linde et al. (1992).

A introdução de comportamento viscoelástico nos materiais originou uma redistribuição das tensões de Von Mises. Nas regiões central e proximal-medial em contacto com o colar da prótese registou-se um pequeno aumento (5%) da intensidade das tensões.

Na Tabela XII apresenta-se um resumo das diferenças observadas ao nível das tensões de Von Mises no osso trabecular considerando comportamento elástico ou viscoelástico. Foram seleccionados elementos nas regiões medial e lateral.

Tabela XII – Comparação das tensões de Von Mises no osso trabecular

		Comportamento Elástico		Comportamento Viscoelástico	
		Fim Passo 1	Fim Passo 2	Fim Passo 1	Fim Passo 2
Osso Trabecular	M	3.276 MPa	3.276 MPa	3.276 MPa	3.436 MPa

M – Medial; **L** – Lateral

Nota: Passo 1 – Perturbação linear elástica; Passo 2 – Perturbação viscoelástica.

Tensões no cimento ósseo

Na Figura 4-24 apresentam-se as tensões de Von Mises para o cimento ósseo, considerando comportamento elástico e viscoelástico. Para uma mais fácil observação dos resultados, foi feito um corte no plano frontal do cimento ósseo. Com a introdução de comportamento viscoelástico, observa-se uma diminuição das tensões na zona proximal do manto de cimento, sobretudo na região lateral em contacto com o colar da prótese.

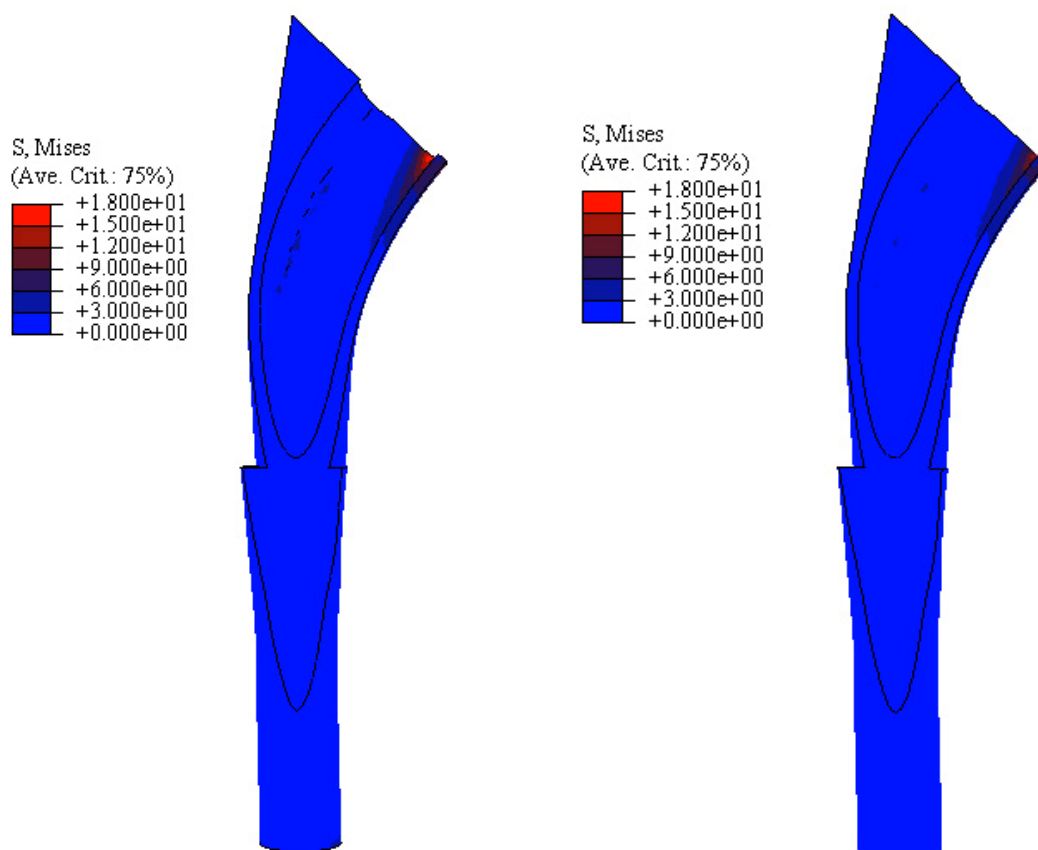


Figura 4-24 – Distribuição das tensões de Von Mises, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) dos materiais

Lewis (1997) apresentou uma revisão extensa das propriedades do cimento ósseo acrílico registrando valores de resistência à tracção entre 23 e 50 MPa, valores de resistência à compressão entre 72 e 111 MPa e valores de resistência ao corte de 32 a 69 MPa. Registraram-se valores máximos da tensão no cimento ósseo de 18 MPa, inferiores aos limites de resistência apresentados por Lewis (1997).

Contrariamente aos resultados obtidos no modelo bidimensional, não se registaram regiões de concentração de tensões na parte distal do cimento ósseo adjacente à extremidade do implante, revelando, uma vez mais, a elevada sobrestimativa do campo de tensões obtido no modelo bidimensional. Lennon e Prendergast (2001) usaram o método dos elementos finitos para avaliar as tensões no manto de cimento em implantes ortopédicos cimentados. Os autores observaram na mesma região tensões elevadas.

Na Tabela XIII apresenta-se um resumo das diferenças observadas ao nível das tensões de Von Mises no cimento considerando comportamento elástico ou viscoelástico.

Tabela XIII – Comparação das tensões de Von Mises no cimento ósseo

		Comportamento Elástico		Comportamento Viscoelástico	
		Fim Passo 1	Fim Passo 2	Fim Passo 1	Fim Passo 2
Cimento	M	18.30 MPa	18.30 MPa	18.30 MPa	12.91 MPa

M – Medial; **L** – Lateral

Nota: Passo 1 – Perturbação linear elástica; Passo 2 – Perturbação viscoelástica.

Deformações no cimento ósseo

Na Figura 4-25 apresentam-se as deformações máximas principais para cimento ósseo, considerando comportamento elástico e viscoelástico.

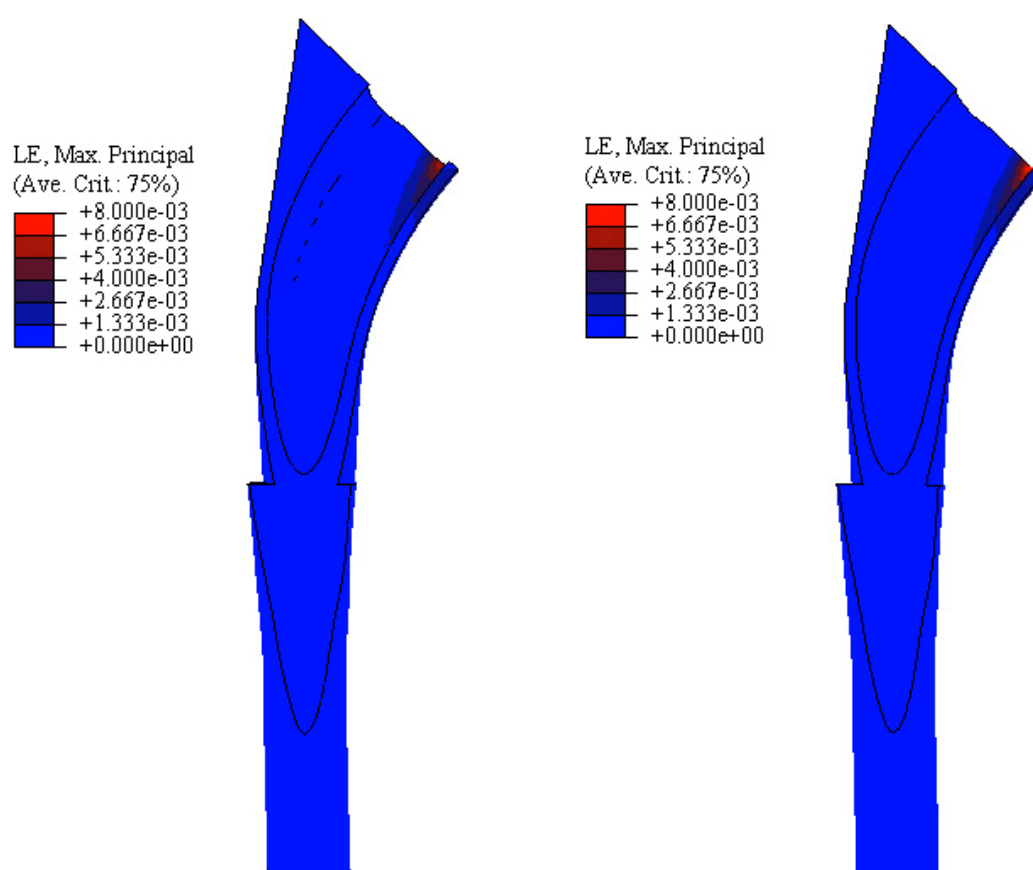


Figura 4-25 – Distribuição das deformações máximas principais, considerando comportamento elástico (esquerda) ou viscoelástico (direita) do cimento ósseo e do osso trabecular

A introdução de comportamento viscoelástico nas propriedades materiais do cimento aumenta a deformação do material na região proximal, onde o contacto com o implante é mais acentuado.

Interface cimento-implante

Na Figura 4-26 apresentam-se as pressões de contacto na interface cimento-implante. De um modo geral, registaram-se pressões de contacto inferiores a 20 MPa na interface cimento-implante.

A introdução de comportamento viscoelástico induz alterações pouco significativas na distribuição das pressões de contacto.

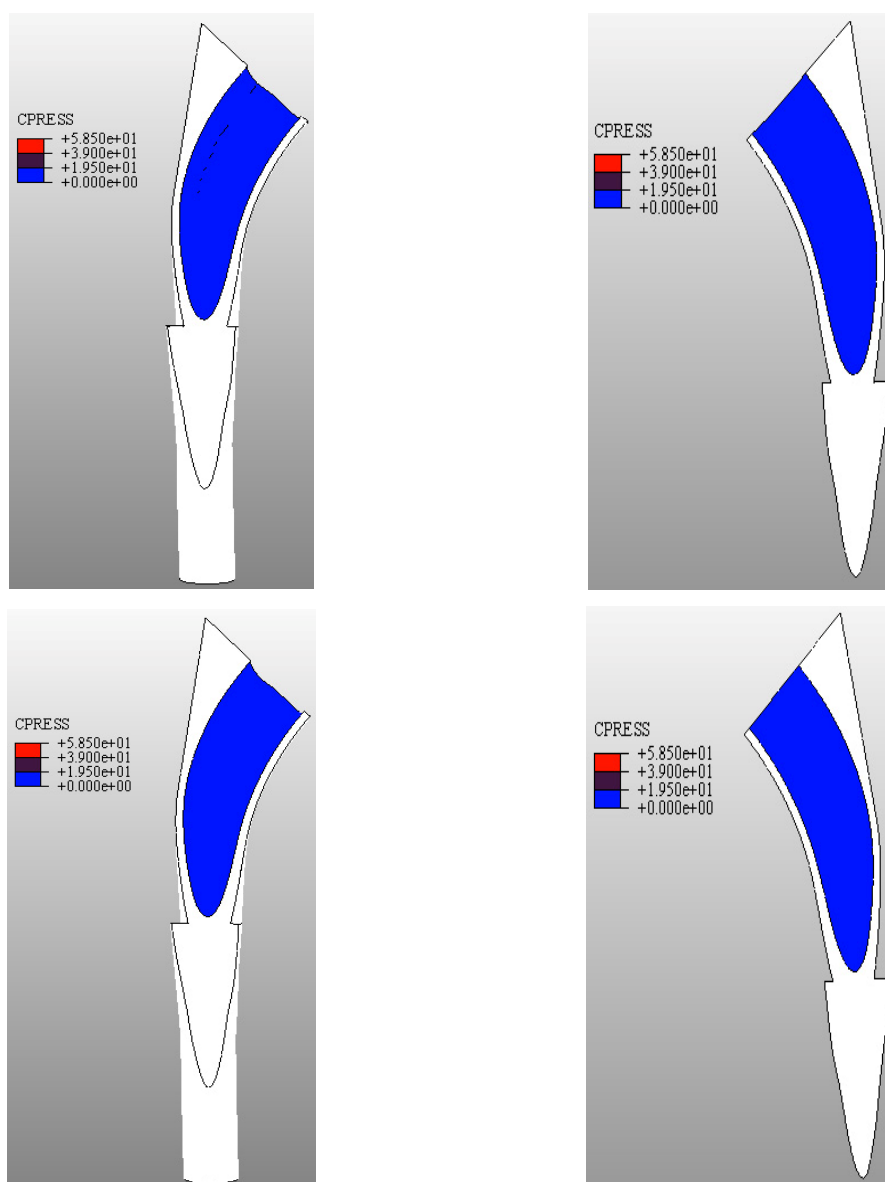


Figura 4-26 – Distribuição das pressões de contacto (MPa) na interface cimento-implante, considerando comportamento elástico (superior) e viscoelástico (inferior) dos materiais

Na Tabela XIV apresenta-se um resumo das diferenças observadas ao nível das pressões de contacto na interface considerando comportamento elástico ou viscoelástico.

Tabela XIV – Comparação das pressões de contacto na interface cimento-implante

		Comportamento Elástico		Comportamento Viscoelástico	
		Fim Passo 1	Fim Passo 2	Fim Passo 1	Fim Passo 2
Interface	M	4.156 MPa	4.156 MPa	4.156 MPa	2.330 MPa

M – Medial; **L** – Lateral

Nota: Passo 1 – Perturbação linear elástica; Passo 2 – Perturbação viscoelástica.

A resistência da interface cimento-implante ao corte encontra-se referenciada em vários trabalhos, podendo atingir valores entre 0.2 e 4.0 MPa (Weiss et al., 1998; Mann et al., 1999). De um modo geral, a interface cimento-implante não atingiu tensões de corte superiores a 3 MPa, o que está em conformidade com os valores encontrados na literatura. Registou-se, no entanto, uma valor máximo para a tensão de corte na interface cimento-implante de 12 MPa na região distal do cimento adjacente à extremidade do implante. Este pico de tensão confirma o movimento do implante no interior do manto de cimento.

Na Figura 4-27 apresentam-se as tensões ao corte na interface cimento-implante, considerando comportamento elástico dos materiais.

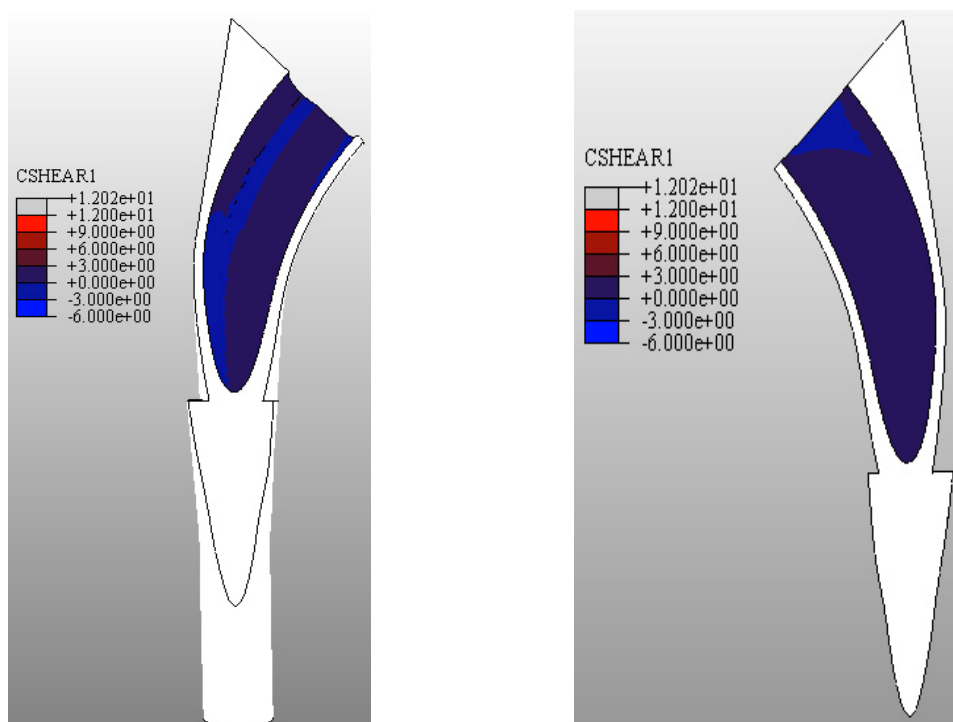


Figura 4-27 – Distribuição das tensões ao corte nas interfaces dos materiais, considerando comportamento elástico dos materiais

Na Figura 4-28 apresentam-se as tensões ao corte na interface cimento-implante, considerando comportamento viscoelástico dos materiais.

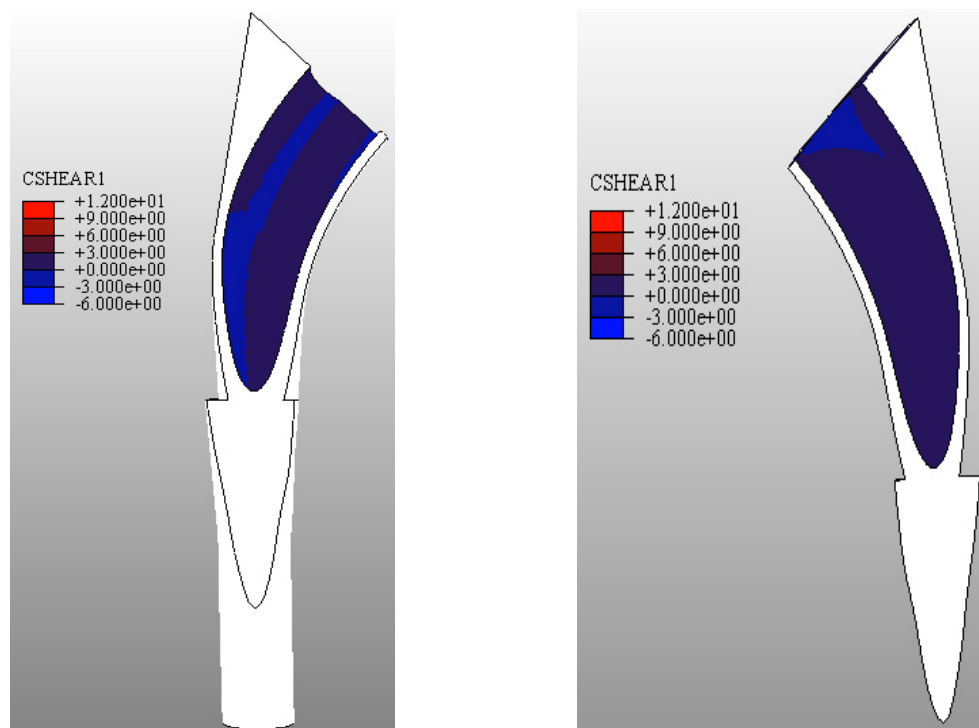


Figura 4-28 – Distribuição das tensões ao corte nas interfaces dos materiais, considerando comportamento viscoelástico dos materiais

A introdução de comportamento viscoelástico não origina alterações significativas nas tensões de corte registadas na interface cimento-implante.

Na Tabela XV apresenta-se um resumo das diferenças observadas ao nível das tensões ao corte na interface considerando comportamento elástico ou viscoelástico.

Tabela XV – Comparação das tensões ao corte na interface cimento-implante

		Comportamento Elástico		Comportamento Viscoelástico	
		Fim Passo 1	Fim Passo 2	Fim Passo 1	Fim Passo 2
Interface	M	-2.024 MPa	-2.024 MPa	-2.024 MPa	-1.932 MPa

M – Medial; **L** – Lateral

Nota: Passo 1 – Perturbação linear elástica; Passo 2 – Perturbação viscoelástica.

4.4 Conclusões

O insucesso da prótese é frequentemente atribuído à falência do manto de cimento. Consequentemente, a optimização do projecto passa por avaliar e minimizar a concentração de tensões no cimento e nas interfaces cimento-implante e cimento-osso.

A análise à fluência do cimento ósseo e do osso trabecular, para um período de 48 horas e tensões na gama fisiológica, revelou que a deformação de fluência dos materiais deve ser considerada na avaliação do comportamento dos materiais numa prótese cimentada.

Verificou-se que a introdução do comportamento viscoelástico no cimento ósseo resulta num aumento das tensões de Von Mises e das tensões radiais, quando este é sujeito a solicitações cíclicas (carregamento-descarregamento). Quando o cimento ósseo é sujeito a uma análise quasi-estática, observa-se uma diminuição de tensões e um aumento das deformações.

A análise dos modelos de prótese cimentada bidimensional e tridimensional registou alterações ao nível do comportamento do sistema quando a viscoelasticidade dos materiais foi introduzida.

A elevada sobrestimativa das tensões no modelo bidimensional, devido à falta da rigidez no plano frontal, dificultou a correcta análise quantitativa dos resultados obtidos numericamente. Não obstante, o modelo bidimensional permitiu uma avaliação qualitativa simples da introdução do comportamento viscoelástico dos materiais, que está de acordo com resultados registados na literatura.

O modelo tridimensional analisado neste trabalho permitiu avaliar a validade das escolhas feitas, i.e. forças aplicadas, propriedades dos materiais, condições fronteira, entre outras.

Os valores médios registados para o osso trabecular e para o cimento ósseo foram inferiores aos limites de resistência à compressão mencionados em várias fontes da literatura. Além disso, verificou-se que a introdução de comportamento viscoelástico origina uma redistribuição das tensões de Von Mises, como sugerido inicialmente.

As fontes de erro mais proeminentes em análises de elementos finitos de modelos biomecânicos são: (1) concordância de condições fronteira (forças e restrições) entre o modelo numérico e a configuração experimental, e (2) definição do comportamento dos materiais (Smith, 1999).

Existem algumas limitações que não permitem tirar conclusões generalizadas a partir dos resultados obtidos, quer a partir do modelo bidimensional quer a partir do modelo tridimensional. Os modelos estudados basearam-se numa geometria em particular, não tendo em consideração as variações existentes na população. As propriedades elásticas dos materiais consideraram-se lineares e isotrópicas,

subestimando o elevado grau de anisotropia e heterogeneidade do sistema. Também as propriedades experimentais de relaxação utilizadas no modelo viscoelástico do cimento ósseo se referem a um tipo particular de cimento, preparado em determinadas condições experimentais. Também a remodelação do osso circundante ao manto de cimento ósseo não foi considerada. Relativamente à análise da interface, saliente-se que os parâmetros seleccionados para definição das propriedades da interface cimento-implante poderão não ser completamente representativos do seu comportamento mecânico. De referir ainda que a aplicação de carga em regime estático ou quasi-estático não representa as condições dinâmicas a que o implante está sujeito durante o ciclo de marcha. Além disso, a assumption de que a distribuição de tensões e deformações se deve apenas às cargas externas produzidas poderá não ser totalmente realista uma vez que a existência de tensões residuais, provocadas pela polimerização do cimento ósseo, também pode afectar a resposta dos materiais em estudo. Hendrix (2002) refere que o estudo do comportamento normal e fisiológico, observado em condições intactas (i.e., fêmur intacto), é necessário para o desenvolvimento de soluções para os problemas inerentes às próteses de anca (Hendrix, 2002).

4.5 Referências

ABAQUS® 6.4.1. Documentation, Hibbitt, Karlsson & Sorensen, Inc.

Belec, LS, 1991. Computer modelling of total hip replacement: application to joint geometry, stress analysis and bone remodelling. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Thayer School Engineering, Dartmouth College, Hanover, New Hampshire.

Bergmann, G, 2001. HIP98. Free University, Berlin (ISBN 3-9807848-0-0).

Bergmann, G, **Deuretzbacher**, G, **Heller**, M, **Graichen**, F, **Rohlmann**, A, **Strauss**, J, **Duda**, GN, 2001. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics* 34, 859-871.

Bowman, SM, **Gibson**, LJ, **Hayes**, WC, **McMahon**, TA, 1999. Results from demineralised bone creep tests suggest that collagen is responsible for the creep behaviour of bone. *Journal of Biomechanical Engineering* 121, 253-258.

Brown, CU, **Norman**, TL, **Kish**, VL 3rd, **Gruen**, TA, **Blaha**, JD, 2002. Time-dependent circumferential deformation of cortical bone upon internal radial loading. *Journal of Biomechanical Engineering* 124, 456-461.

Chwirut, DJ, 1984. Long-term compressive creep deformation and damage in acrylic bone cements. *Journal of Biomedical Materials Research* 18, 25-37.

Duda, GN, **Heller**, M, **Albinger**, J, **Schulz**, O, **Schneider**, E, **Claes**, L, 1998. Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *Journal of Biomechanics* 31, 841-846.

Estok II, DM, **Orr**, TE, **Harris**, WH, 1997. Factors affecting cement strains near the tip of a cemented femoral component. *The Journal of Arthroplasty* 12, 40-48.

Findley, WN, **Lai**, JS, **Onaran**, K, 1989. Creep and relaxation of nonlinear viscoelastic materials with an introduction to linear viscoelasticity. Dover Publications, Inc., New York.

Fan, L, 2000. Structural capacity of the proximal femur as determined by finite element analysis. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Master in Science in Mechanical Engineering, University of Nevada, Reno.

Fox, JC, 2003. Biomechanics of the proximal femur: role of distribution and architecture. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Department of Mechanical Engineering, University of California, Berkeley.

Gomes, M, 2004. Caracterização do comportamento mecânico de cimentos ósseos e osso trabecular bovino. Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, Portugal.

Guedes, RM, Gomes, M, Simões, JA, 2006. DMTA analysis for long-term mechanical behaviour prediction of PMMA-based bone cements. Journal of Biomaterials Science Polymer Edition (Article in Press).

Huiskes, R, Chao, EYS, 1983. A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: The first decade. Journal of Biomechanics 16, 385-409.

Katoozian, H, 1993. Three dimensional design optimization of femoral components of total hip endoprostheses. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Case Western Reserve University.

Keaveny, TM, Morgan, EF, Niebur, GL, Yeh, OC, 2001. Biomechanics of trabecular bone. Annual Reviews of Biomedical Engineering 3, 307-333.

Kim, Y, Kim, J, Cho, S, 2001. Strain distribution in the proximal femur: An in vitro comparison in the intact femur and after insertion of reference and experimental femoral stems. The Journal of Bone & Joint Surgery 83, 295-301.

Krause, W, Mathis, RS, Grimes, LW, 2004. Fatigue properties of acrylic bone cement: S-N, P-N and P-S-N data. Journal of Biomedical Materials Research 22, 221-244.

Lennon, AB, Prendergast, PJ, 2001. Evaluation of cement stresses in finite element analyses of cemented orthopaedic implants. Journal of Biomechanical Engineering 123, 623-628.

Lewis, G, 1997. Properties of acrylic bone cement: state of the art review. Journal of Biomedical Materials Research 38, 155-182.

Linde, F, Hvid, I, Madsen, F, 1992. The effect of specimen geometry in the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. Journal of Biomechanics 25, 359-368.

Lu, Z, 2001. Finite element analysis of the effects of stem geometry, surfaces finish and cement viscoelasticity on debonding and subsidence of total hip prosthesis. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Faculty of the Graduate School, University of Southern California, Los Angeles, California.

Lucksanasombool, P, Higgs, WAJ, Ignat, M, Higgs, RJED, Swain, MV, 2001. Comparison of failure characteristics of a range of cancellous bone – bone cement composites.

Mann, KA, Bartel, DL, Wright, TM, Burstein, AH, 1995. Coulomb frictional interfaces in modelling cemented total hip replacements: a more realistic model. *Journal of Biomechanics* 28, 1067-1078.

Mann, KA, Ayers, DC, Werner, FW, Nicoletta, RJ, Fortino, MD, 1997. Tensile strength of the cement – bone interface depends on the amount of bone interdigitated with PMMA cement. *Journal of Biomechanics* 30, 339-346.

Mann, KA, Werner, FW, Ayers, DC, 1999. Mechanical strength of the cement-bone interface is greater in shear than in tension. *Journal of Biomechanics* 32, 1251-1254.

Mann, KA, Mocarski, R, Damron, LA, Allen, MJ, Ayers, DC, 2001. Mixed-mode failure response of the cement-bone interface. *Journal of Orthopaedic Research* 19, 1153-1161.

Moreo, P, Pérez, MA, García-Aznar, JM, Doblaré, M, 2006. Modelling the mixed-mode failure of cement-bone interfaces. *Engineering Fracture Mechanics* 73, 1379-1395.

Moura, MFSF, Chousal, JAG, 2006. Cohesive and continuum damage models applied to fracture characterization of bonded joints. *International Journal of Mechanical Sciences* 48, 493-503.

Namba, RS, Keyak, JH, Kim, AS, Vu, LP, Skinner, HB, 1998. Cementless implant composition and femoral stress: a finite element analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 347, 261-267.

Nicolella, DP, 2001. A probabilistic analysis of the cemented femoral component of a total hip replacement. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Case Western Reserve University.

Nuño, N, Groppetti, R, Senin, N, 2006. Static coefficient of friction between stainless steel and PMMA used in cemented hip and knee implants. Submitted for publication at *Clinical Biomechanics*.

Oysaeed, H, Ruyter, IE, 1983. Creep studies of multiphase acrylic systems, *Journal of Biomedical Materials Research* 23, 719-733.

Park, JB, 2000. *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition.* CRC Press LLC, Boca Raton.

Peréz, MA, García-Aznar, JM, Doblaré, M, Seral, B, Seral, F, 2006. A comparative FEA of the debonding process in different concepts of cemented hip implants. *Medical Engineering & Physics* 28, 525-533.

Ramos, A, Simões, JA, 2006. Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur. *Medical Engineering & Physics* 28, 916-924.

Ratner, BD, Hoffman, AS, Schoen, FJ, Lemons, JE, 2004. *Biomaterials Science: An introduction to materials in medicine*, 2nd Ed., Elsevier Academic Press, California.

Rose, RM, Litsky, AS, 1988. Biomechanical considerations in the loosening of hip replacement prostheses. In: Williams DF, editor. *Current perspectives on implantable devices*, Vol.1. London: JAI Press, 1-45.

Rudman, KE, Aspden, RM, Meakin, JR, 2006. Compression or Tension? The stress distribution in the proximal femur. *BioMedical Engineering Online*, 5-12.

Saha, S, Pal, S, 1982. Stress relaxation and creep behaviour of normal and carbon reinforced acrylic bone cement. *Biomaterials* 3, 93-96.

Saha, S, Pal, S, 1984. Mechanical properties of bone cement: A review. *Journal of Biomedical Materials Research* 18, 435-462.

Shultz, TR, 2002. The effects of cortical bone viscoelasticity on the fixation/stability of cemented and cementless femoral implants: a finite element analysis. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Master in Science in Mechanical Engineering, Department of Mechanical and Aerospace Engineering and Orthopedics, Morgantown, West Virginia.

Simões, JA, 1998. Estudo da componente femoral de uma prótese de anca de rigidez controlada. Tese de Doutoramento em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, Portugal.

Smith, PM, 1999. Finite element analysis of the human femur: a validation study. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Master in Science in Engineering, Faculty of Engineering and Applied Science, Memorial University of Newfoundland, Canada.

Stolk, J, Verdonshot, N, Huiskes, R, 2001. Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction. *Journal of Biomechanics* 34, 917-926.

Stolk, J, Verdonshot, N, Murphy, BP, Prendergast, PJ, Huiskes, R, 2004. Finite element simulation of anisotropic damage and creep in acrylic bone cement. *Engineering Fracture Mechanics* 71, 513-528.

Tanner, KE, 1990. Mechanical assessment of interfaces developed between biomaterials and bone.

Taylor, M, Tanner, KE, Freeman, MAR, Yettram, AL, 1995. Cancellous bone stresses surrounding the femoral component of a hip prosthesis: an elastic-plastic finite element analysis. *Medical Engineering and Physics* 17, 544-550.

Treharne, RW, Brown, N, 1975. Factors influencing the creep behaviour of poly (methyl methacrylate) cements. *Journal of Biomedical Materials Research* 6, 81-88.

Verdonschot, N, Huiskes, R, 1994. The creep behaviour of hand-mixed Simplex P bone cement under cyclic tensile loading. *Journal of Applied Biomaterials* 5, 235-243.

Verdonschot, N, Huiskes, R, 1995. Dynamic creep behaviour of acrylic bone cement. *Journal of Biomedical Materials Research* 29, 575-581.

Viceconti, M, Bellingeri, L, Cristofolini, L, Toni, A, 1998. A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs. *Medical Engineering & Physics* 20, 1-10.

Weiss, JM, Novak, VP, Belkoff, SM, 1998. Effect of modular head seating on the cement-stem interface strength of femoral prostheses. *The Journal of Arthroplasty* 13, 799-803.

Yetkinler, DN, Litsky, AS, 1998. Viscoelastic behaviour of acrylic bone cements. *Biomaterials* 19, 1551-1559.

Capítulo V

5 Interface Cimento-Osso

A importância das tensões de contacto locais na laxação asséptica da prótese foi introduzida por Rose e Litsky (1988). Yetkinler e Litsky (1998), citando Rose e Litsky (1988), referem que a teoria sugere que tensões de contacto excessivas podem originar reabsorção óssea, dando início a uma série de fenómenos biomecânicos e biológicos que resultam na laxação asséptica do implante.

A falha da ligação da interface implante-cimento induz, em grande extensão, o desprendimento do implante. Em próteses cimentadas, este fenómeno deve-se a cargas dinâmicas que geram tensões cíclicas e diminuem a resistência mecânica das interfaces, podendo conduzir à microrotura da interface e originar roturas no cimento. Gardiner e Hozack (1994) analisaram a falência da interface cimento-osso e verificaram que o aperfeiçoamento da ligação cimento-implante pode resultar num aumento das tensões transferidas para a interface cimento-osso, favorecendo mais rapidamente a falência do sistema.

A definição da interface cimento-implante com modelos de atrito entre as superfícies constitui uma das abordagens mais frequentes neste tipo de análise (Katoozian, 1993; Lu, 2001; Nicolella, 2001; Schultz, 2002). Stolk et al. (2001) e Lennon e Prendergast (2001) apresentam estudos onde a interface cimento-implante é definida por (a) fixação das superfícies de contacto e (b) com elementos de fricção.

A ausência de ligação química entre o cimento e o osso e entre o cimento e o implante significa que a resistência da ligação depende da fixação mecânica (*mechanical interlocking*) entre o implante e o cimento, dependendo a falência numa ou noutra interface das propriedades mecânicas da interface cimento-implante. Pérez et al. (2006) referem que, apesar de não existir adesão química na interface cimento-implante, ocorre adesão geométrica do cimento à superfície do implante não podendo este tipo de ligação ser unicamente definido por elementos de fricção. Os autores realizaram um estudo numérico do processo de descolamento da interface cimento-implante e da acumulação de dano no manto de cimento, utilizando elementos de interface.

Tipicamente, numa análise de elementos finitos, a interacção entre dois materiais é definida de três modos diferentes: (1) fixação das superfícies de contacto, (2) com modelos de fricção ou (3) utilizando elementos de interface (i.e. *gap/contact elements*) (Figura 5-1).

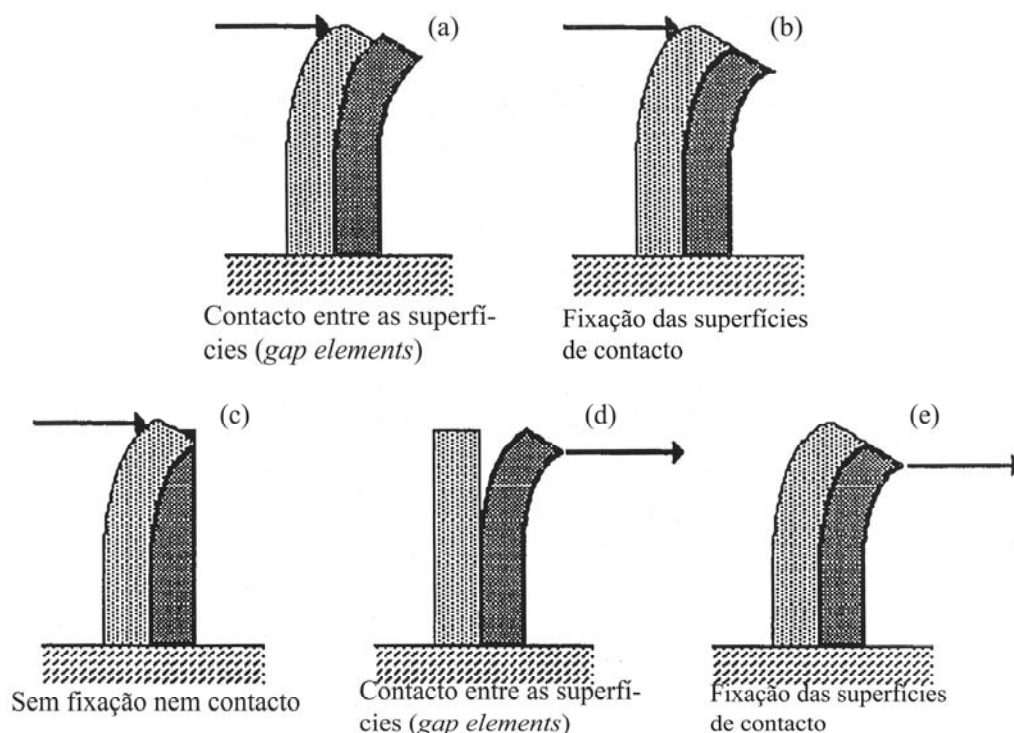


Figura 5-1 – Resposta de duas vigas encastradas a diferentes tipos de ligação da interface
(Adaptado de Belec, 1991)

5.1 Contacto definido por fixação das superfícies de contacto

A definição de uma interface perfeitamente ligada (i.e., fixação das superfícies de contacto) resulta numa rigidez infinita da mesma, o que significa que não é possível qualquer deslizamento entre os dois materiais em contacto.

Do ponto de vista fisiológico, a definição de uma interface fixa entre os materiais apenas é válida na situação pós-operatória imediata, onde as tensões residuais são suficientemente elevadas para impedir qualquer deslizamento entre os materiais. Do ponto de vista numérico, a completa fixação da interface resulta em deflexões idênticas às das superfícies em contacto.

5.2 Contacto definido por fricção entre as superfícies

Existem duas abordagens diferentes na definição de contacto friccional na interface. Na primeira abordagem, é definida uma ligação rígida da interface através de elementos de fricção, definidos internamente, que possibilitam a utilização de fricção entre as superfícies. Este tipo de elementos internos permite utilizar a formulação de elementos finitos normal (i.e., *Standard*) contudo, a aplicação da carga não pode ser instantânea. A definição de incrementos na carga aplicada permite calcular a distância entre

os elementos de interface após cada etapa. Quando a distância é positiva, o elemento permanece aberto e quando o elemento está fechado, as cargas são transmitidas entre os materiais em contacto. Se a força num dado elemento fechado é de tracção, ele vai abrir no incremento seguinte. A interface pode ser definida de diferentes modos: (1) *stick*, não permitindo deslizamento nem transmissão de cargas; (2) *slip*, permitindo apenas deslizamento; ou (3) *stick-slip*, onde o elemento actua como um elemento *stick* até que é atingida uma carga limite, convertendo-se de seguida num elemento *slip* (Belec, 1991; Katoozian, 1993; ABAQUS® 6.4.1. Documentation Online). Este tipo de abordagem é útil na previsão das regiões críticas da interface e na análise dos efeitos de descolamento parcial nos campos de tensões e deslocamentos. Na segunda abordagem, a modelação da interface cimento-osso baseia-se única e exclusivamente na definição do contacto de fricção. Esta abordagem considera que toda a região da interface está ligada mecanicamente devido às forças de fricção de Coulomb.

5.3 Contacto definido por elementos de interface

A introdução de elementos de contacto permite ultrapassar as limitações supracitadas na medida em que ambos os materiais são forçados a reconhecer a existência um do outro, restringindo as deflexões até ao limite fisicamente possível e transmitindo correctamente as cargas de um material para o outro. Este tipo de elementos permite estudar o comportamento mecânico da interface entre dois materiais diferentes utilizando elementos com espessura suficientemente pequena entre eles.

5.4 Análise numérica da interface cimento-osso

A definição da interação entre o cimento e o osso constitui uma das zonas vulneráveis da prótese cimentada e a resposta desta interface a solicitações no sistema representa uma variável de campo bastante importante no estudo de modelos cimentados, como já foi mencionado anteriormente.

Foi feita uma verificação do efeito do tipo de ligação seleccionada para a definição da interface cimento-osso, utilizando um modelo bidimensional simples.

Para este estudo foram analisadas 4 situações distintas: (1) ausência de interação, (2) fixação das superfícies de contacto (3) fricção entre as superfícies e (4) elementos de interface definidos pelo utilizador.

5.4.1 Geometria do modelo

Na Figura 5-2 apresenta-se a geometria de um modelo simplificado 2D para estudo da interface osso trabecular-cimento ósseo. O modelo foi solicitado quer em tracção quer em corte.



Figura 5-2 – Geometria do modelo bidimensional estudado

5.4.2 Propriedades dos materiais

As propriedades do cimento ósseo e do osso trabecular utilizadas nesta análise foram as propriedades elásticas utilizadas na análise numérica dos modelos bidimensional e tridimensional.

5.4.3 Propriedades da interface

Katoozian (1993), citando outros autores, indica que a resistência à tracção da interface cimento-osso é, aproximadamente, 4-6 MPa e que o valor médio da resistência ao corte é 4 MPa. Mann et al. (1999) analisaram a resistência da interface cimento-osso à tracção e ao corte, tendo observado que a resistência aparente da interface é significativamente superior ao corte (2.25 MPa) quando comparada com os resultados obtidos para a tracção (1.35 MPa). Lu (2001), citando outros autores, refere que a resistência da interface cimento-osso à tracção atinge valores de 1.8 a 8.5 MPa. Lennon et al. (2003) referem que as resistências da interface à tracção, compressão e corte são 8, 70 e 6 MPa, respectivamente.

A ausência de ligação química e mecânica entre o cimento ósseo e o osso e entre o cimento ósseo e o implante significa que a resistência da ligação depende da fixação mecânica (*mechanical interlocking*) devido às irregularidades da superfície do implante e o osso e da interdigitação do PMMA no interior do osso (Lucksanasombool et al., 2001, citando outros autores). Mann et al. (1997) referem que as propriedades mecânicas da interface cimento-osso dependem da percentagem de interdigitação entre o cimento e o osso. Os autores indicam que a uma maior percentagem de interdigitação entre os dois

materiais, está associada uma maior resistência da interface.

Moreo et al. (2006) desenvolveram um modelo de rotura para a interface cimento-osso em implantes cimentados. O modelo proposto considera um modo misto (tracção e corte), representativo do comportamento da interface cimento-osso, e depende de quatro parâmetros para cada uma das direcções (tracção e corte): resistência aparente da interface (t_{0i}), o deslocamento da interface (δ_{ci}) correspondente ao total descolamento dos materiais, a energia de rotura (G_{ci}) e a redução da rigidez (K_{0i}).

Mann et al. (2001) estabeleceram relações entre a resistência aparente da interface (t_{0i}), o deslocamento da interface (δ_{ci}) correspondente ao total descolamento dos materiais, a energia de rotura (G_{ci}), a redução da rigidez (K_{0i}), o ângulo de aplicação da carga (θ) e a quantidade de osso interdigitado (q_{int}):

$$t_0 = 0.811 + 0.002524 \cdot q_{int} + 0.0000268 \cdot (q_{int} \cdot \theta), \quad (31)$$

$$G_c = 0.064 + 0.001578 \cdot q_{int} + 0.0000249 \cdot (q_{int} \cdot \theta), \quad (32)$$

$$\delta_c = 0.898 + 0.0000142 \cdot (q_{int} \cdot \theta), \quad (33)$$

$$K_{0i} = \frac{t_{0i}}{\delta_{0i}}, \quad (34)$$

onde t_0 vem expresso em MPa, δ_c em mm, G_c em N/mm e K_θ em MPa/mm.

Moura e Chousal (2006) apresentaram dois modelos de dano (modelo de dano coesivo e modelo de dano contínuo) para caracterização da fractura de juntas coladas. Em ambos os casos, os autores consideraram uma lei de fractura dos materiais definida pelos modos de fractura I (tensões normais) e II (tensões de corte). O modelo de dano coesivo apresentado pelos autores baseia-se na incorporação de elementos de interface e inclui um processo de amortecimento de dano linear. Os autores desenvolveram uma subrotina *userfriendly* no programa de elementos finitos ABAQUS®, com a formulação de elementos de interface de 6 nós.

A subrotina desenvolvida por Moura e Chousal (2006) foi utilizada no estudo da interface cimento-osso. As propriedades representativas da interface cimento-osso, utilizadas na análise de interface, foram as propriedades determinadas experimentalmente por Mann et al. (2001):

Tabela XVI – Propriedades da interface cimento-osso determinadas experimentalmente por Mann et al. (2001)

	q_{int} (mg/cm ³)	G_c (N/mm)	δ_c (mm)	t_0
Tracção	263.4	0.35	0.93	1.35
Corte	282.9	1.00	1.17	2.25

5.4.4 Análise dos diferentes métodos de interacção entre os materiais

De seguida, apresenta-se o efeito do tipo de ligação escolhido para definir a interface cimento-osso, para quatro casos diferentes: (1) sem qualquer interacção, (2) com fixação mecânica da interface, (3) com contacto de fricção entre as superfícies e (4) com elementos de interface.

(1) Ausência de interacção na interface cimento-osso

A não-definição de interacção das superfícies resulta em deflexões fisicamente impossíveis (Figura 5-3).

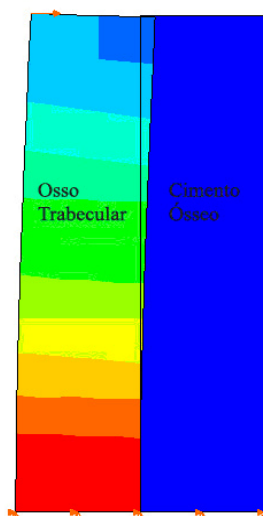


Figura 5-3 – Tensões de Von Mises considerando que não existe qualquer tipo de interacção entre os materiais

(2) Fixação das superfícies de contacto

A fixação completa da interface resulta em deflexões idênticas de ambas as superfícies em contacto (Figura 5-4). Este tipo de interacção funciona razoavelmente bem em solicitações de compressão mas origina deflexões e distribuições incorrectas em solicitações à tracção.

As formulações convencionais da análise de elementos finitos calculam as tensões nos pontos de integração de Gauss procedendo à determinação das tensões nos nós da interface por interpolação. Consequentemente, e uma vez que os cálculos são feitos a partir de médias dos valores, as tensões determinadas para a interface podem não ser as correctas (ABAQUS® 6.4.1. Documentation Online).

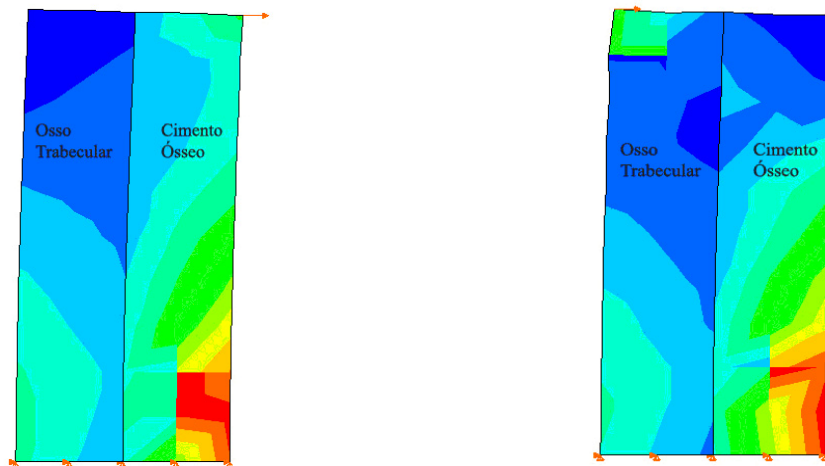


Figura 5-4 – Tensões de Von Mises, considerando fixação das superfícies de contacto, numa solicitação à tracção (esquerda) e à compressão (direita)

Uma outra limitação da fixação das superfícies de contacto prende-se com o facto desta ligação perfeita não existir na realidade. Vários autores referem que, se existisse, esta ligação apenas ocorreria nos instantes imediatamente após a cirurgia (Katoozian, 1993; Nicolella, 2001; Hendrix, 2002). Consequentemente, o comportamento da interface envolve deslocamento e abertura dos elementos tornando-se necessário, portanto, recorrer a modelos com inclusão de atrito.

(3) Interface com elementos de fricção de Coulomb

O modelo de fricção de Coulomb, que define a ligação da interface apenas por contacto de fricção, foi aplicado na definição da interface cimento-osso trabecular (Figura 5-5).

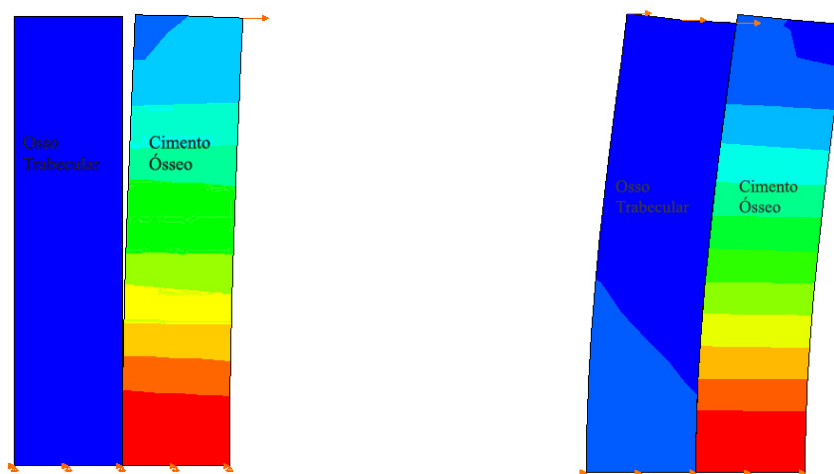


Figura 5-5 – Tensões de Von Mises para uma solicitação à tracção (esquerda) ou uma solicitação à compressão (direita) considerando fricção entre os materiais

Os sistemas de análise de elementos finitos convencionais baseiam-se na análise de deslocamentos originando compatibilidade entre os deslocamentos dos elementos mas não entre as tensões daqueles

(Katoozian, 1993). Esta disparidade local é particularmente visível nas interfaces de materiais com propriedades significativamente distintas, como é o caso das interfaces cimento-implante e cimento-osso. Nicolella (2001) indica que a diferença de rigidez entre o implante e o cimento ósseo resulta numa descontinuidade de tensões na interface que pode induzir a falência daquela.

A introdução de formulações baseadas no método da penalidade mantém a continuidade das tensões ao longo da interface permitindo ultrapassar quer as limitações associadas à não-definição de interacção entre os materiais (Caso 1), quer as associadas à fixação das superfícies de contacto (Caso 2).

(4) Definição da interface cimento-osso através de elementos de interface

Como já se referiu, a introdução de elementos de interface permite ultrapassar as limitações inerentes às soluções apresentadas anteriormente uma vez que ambos os materiais são forçados a reconhecer a existência um do outro, restringindo as deflexões até ao limite fisicamente possível e transmitindo correctamente as cargas de um material para o outro (Figura 5-6).

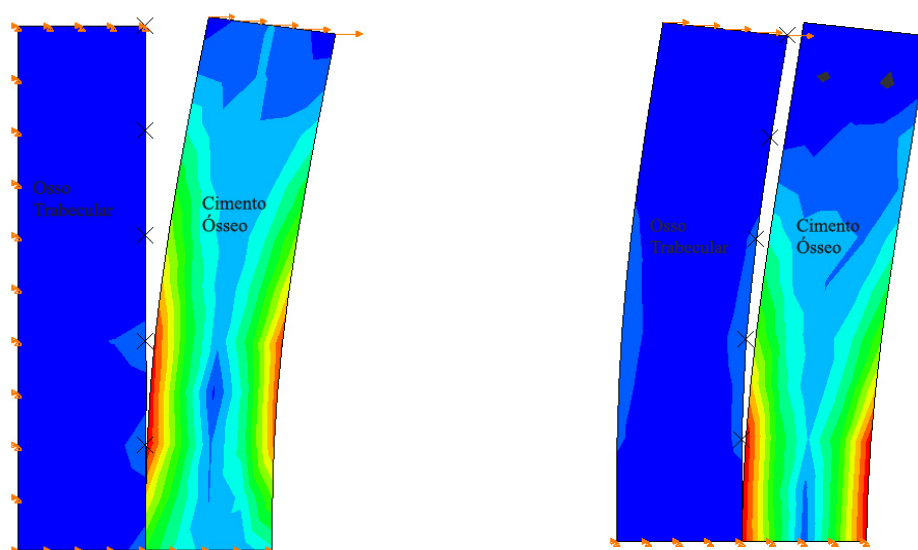


Figura 5-6 – Tensões de Von Mises para uma solicitação à tracção (esquerda) ou uma solicitação à compressão (direita), utilizando elementos de interface

5.4.5 Resposta da interface a solicitações à tracção e ao corte

Afim de averiguar a validade das escolhas feitas para definição da interface cimento-osso nos modelos bidimensional e tridimensional apresentados anteriormente, realizou-se uma análise simples do comportamento da interface em solicitações à tracção e ao corte considerando modelos de fricção ou introdução de elementos de interface.

Vários estudos experimentais evidenciam a importância do comportamento de dano à fadiga da interface cimento-osso devido a solicitações de tracção e corte (Mann et al., 1995; Tanner, 1990; Moreo et al., 2006). O modo de compressão não é considerado uma vez que se assume que a carga de compressão necessária para provocar deterioração da interface é tão elevada que seria anormal para os casos em estudo.

A determinação das tensões equivalentes tem sido utilizada na previsão da falência das interfaces cimento-osso e cimento-implante, bem como dos diferentes componentes do sistema (i.e. osso trabecular, osso cortical, cimento ósseo e implante). Nesse sentido, foram determinadas as tensões de Von Mises no modelo em estudo.

A Figura 5-7 apresenta as distribuições das tensões de Von Mises no osso trabecular e no cimento ósseo, considerando o comportamento da interface definido pelo modelo de fricção de Coulomb (esquerda) ou definido por elementos de interface (direita), para uma solicitação à tracção. O deslocamento imposto no cimento ósseo foi de 2 mm.

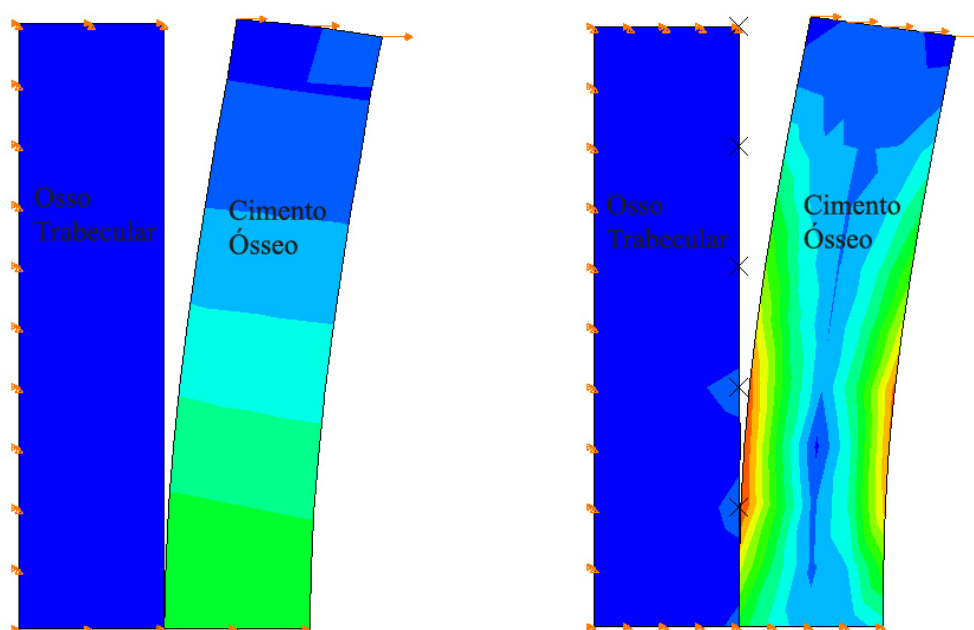


Figura 5-7 – Tensões de Von Mises para solicitações à tracção do cimento ósseo, considerando fricção entre os materiais (esquerda) e elementos de interface (direita)

Como se pode verificar na Figura 5-7, o tipo de comportamento utilizado para definir a interface tem consequências directas na resposta daquela, bem como nas respostas do cimento ósseo e do osso trabecular. A utilização de fricção entre as duas superfícies origina o descolamento da interface para tensões inferiores. Consequentemente, prevê-se uma sobrestimativa da falência da interface quando esta é definida por modelos de penalidade.

Como se pode observar na figura anterior, existem disparidades ao nível da distribuição do campo de tensões do cimento ósseo e do osso trabecular para os dois casos analisados. Como já se referiu anteriormente, quando se utilizam os modelos de fricção, a correcta transmissão de tensões ao longo da interface apenas ocorre na direcção de compressão o que explica a diferença de tensões no osso trabecular. Relativamente às diferenças observadas nas tensões do cimento ósseo, verifica-se que a ligação na interface cimento-osso definida pelos elementos de interface, reflecte o efeito da interdigitação do cimento no osso trabecular. Existem regiões de tensão máximas devido ao descolamento da interface e também devido à encurvadura que o cimento ósseo sofre devido à força de tracção a que está sujeito.

Na Figura 5-8 apresentam-se as distribuições das tensões de Von Mises no osso trabecular e no cimento ósseo para uma solicitação ao corte no cimento. O deslocamento imposto foi de 0.5 mm.

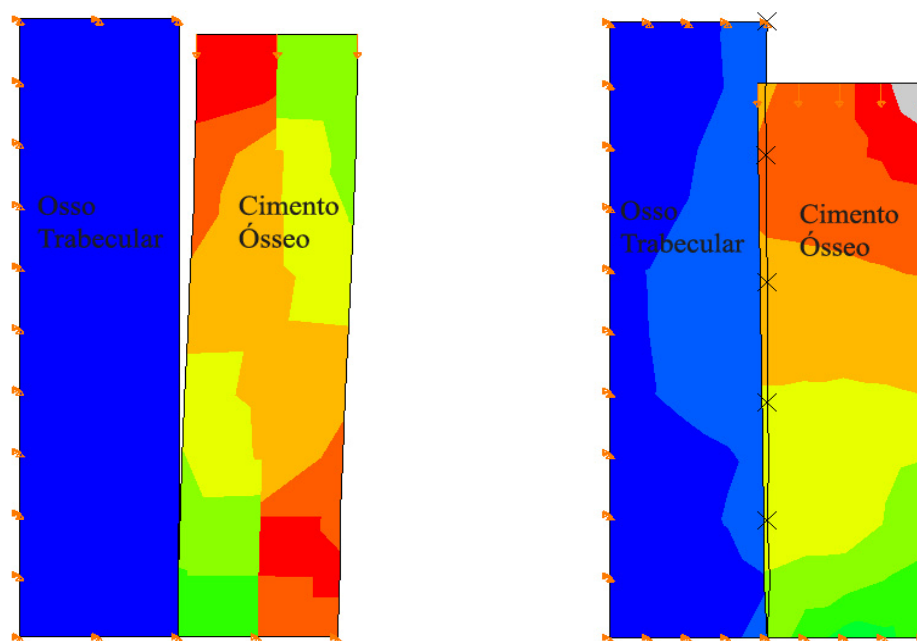


Figura 5-8 – Tensões de Von Mises para solicitações ao corte do cimento ósseo, considerando fricção entre os materiais (esquerda) e elementos de interface (direita)

Como se pode observar na Figura 5-8, o comportamento da interface cimento-osso definido por fricção entre as superfícies (esquerda) e definido por elementos de interface (direita) é significativamente diferente. Verifica-se que a definição de contacto de fricção na interface cimento-osso não reproduz correctamente a resposta dos materiais e da interface a solicitações ao corte. Assim, como Pérez et al.

(2006) verificaram para a interface cimento-implante, também os resultados obtidos sugerem que a ligação cimento-osso não pode ser unicamente definida por contacto de fricção ou por elementos de fricção.

5.5 Conclusões

O descolamento da interface cimento-implante e a falência da interface implante-osso resulta num aumento das tensões no manto de cimento que estão na região de tensões correspondentes à resistência à fadiga do cimento ósseo.

A resistência da interface cimento-osso depende de vários factores, nomeadamente a pressurização do cimento, a resistência do osso trabecular, a preparação da superfície durante a intervenção cirúrgica e a geometria e superfície do implante. Katoozian (1993) refere que o comportamento à fluência dos materiais induz uma diminuição das tensões residuais a longo prazo invalidando, consequentemente, a aplicabilidade da fixação da interface cimento-osso. Além disso, as propriedades desta interface estão relacionadas com a percentagem de interdigitação entre o cimento e o osso. Moreo et al. (2006) referem que os provetes com maior percentagem de interdigitação apresentam resistências superiores. Consequentemente, a análise numérica da interface cimento-osso deve ser feita com elementos de interface que permitam uma representação realista da ligação física existente entre os dois materiais.

Verificou-se que a introdução de modelos de fricção e de elementos de interface na análise do modelo constituem abordagens mais correctas do comportamento da interacção cimento-osso. Não obstante, a definição do comportamento da interface cimento-osso apenas por contacto de fricção não produz resultados tão realistas quanto a ligação por elementos de interface. Stolk et al. (2002) avaliaram dois modelos de elementos finitos de reconstrução da articulação da anca a partir de dados experimentais de deformações do cimento e do osso. As deformações previstas pelos modelos numéricos registaram uma dependência considerável das condições assumidas na interface cimento-implante. Os autores verificaram um aumento das deformações máximas principais calculadas quando o comportamento da interface foi definido por contacto friccional, diferindo estas significativamente das deformações experimentais registadas.

O modelo numérico, definido por elementos de interface, aplicado na análise numérica da interface cimento-osso, segue os fundamentos da teoria de dano CDM, assumindo-se que a propagação das roturas ao longo da interface aumenta quando a energia de libertação associada é maior que um dado valor crítico (dependente das características e do estado da interface) e representando, portanto, a melhor abordagem a seguir na definição do comportamento mecânico da interface cimento-osso.

5.6 Referências

ABAQUS® 6.4.1. Documentation, Hibbitt, Karlsson & Sorensen, Inc.

Belec, LS, 1991. Computer modelling of total hip replacement: application to joint geometry, stress analysis and bone remodelling. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Thayer School Engineering, Dartmouth College, Hanover, New Hampshire.

Gardiner, RC, **Hozack**, WJ, 1994. Failure of the cement-bone interface. A consequence of strengthening the cement-prosthesis interface. *Journal of Bone Joint Surgery Br* 76, 49-52.

Katoozian, H, 1993. Three dimensional design optimization of femoral components of total hip endoprotheses. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Case Western Reserve University.

Lennon, AB, **Prendergast**, PJ, 2001. Evaluation of cement stresses in finite element analyses of cemented orthopaedic implants. *Journal of Biomechanical Engineering* 123, 623-628.

Lennon, AB, **McCormack**, BAO, **Prendergast**, PJ, 2003. The relationship between cement fatigue damage and implant surface finish in proximal femur prostheses. *Medical Engineering & Physics* 25, 833-841.

Lu, Z, 2001. Finite element analysis of the effects of stem geometry, surfaces finish and cement viscoelasticity on debonding and subsidence of total hip prosthesis. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Faculty of the Graduate School, University of Southern California, Los Angeles, California.

Lucksanasombool, P, **Higgs**, WAJ, **Ignat**, M, **Higgs**, RJED, **Swain**, MV, 2001. Comparison of failure characteristics of a range of cancellous bone – bone cement composites.

Mann, KA, **Bartel**, DL, **Wright**, TM, **Burstein**, AH, 1995. Coulomb frictional interfaces in modelling cemented total hip replacements: a more realistic model. *Journal of Biomechanics* 28, 1067-1078.

Mann, KA, **Ayers**, DC, **Werner**, FW, **Nicoletta**, RJ, **Fortino**, MD, 1997. Tensile strength of the cement – bone interface depends on the amount of bone interdigitated with PMMA cement. *Journal of Biomechanics* 30, 339-346.

Mann, KA, **Werner**, FW, **Ayers**, DC, 1999. Mechanical strength of the cement-bone interface is greater in shear than in tension. *Journal of Biomechanics* 32, 1251-1254.

-
- Mann, KA, Mocarski, R, Damron, LA, Allen, MJ, Ayers, DC, 2001.** Mixed-mode failure response of the cement-bone interface. *Journal of Orthopaedic Research* 19, 1153-1161.
- Moreo, P, Pérez, MA, García-Aznar, JM, Doblaré, M, 2006.** Modelling the mixed-mode failure of cement-bone interfaces. *Engineering Fracture Mechanics* 73, 1379-1395.
- Moura, MFSF, Chousal, JAG, 2006.** Cohesive and continuum damage models applied to fracture characterization of bonded joints. *International Journal of Mechanical Sciences* 48, 493-503.
- Nicolella, DP, 2001.** A probabilistic analysis of the cemented femoral component of a total hip replacement. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Case Western Reserve University.
- Park, JB, 2000.** The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. CRC Press LLC, Boca Raton.
- Peréz, MA, García-Aznar, JM, Doblaré, M, Seral, B, Seral, F, 2006.** A comparative FEA of the debonding process in different concepts of cemented hip implants. *Medical Engineering & Physics* 28, 525-533.
- Rose, RM, Litsky, AS, 1988.** Biomechanical considerations in the loosening of hip replacement prostheses. In: Williams DF, editor. *Current perspectives on implantable devices*, Vol.1. London: JAI Press, 1-45.
- Shultz, TR, 2002.** The effects of cortical bone viscoelasticity on the fixation/stability of cemented and cementless femoral implants: a finite element analysis. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Master in Science in Mechanical Engineering, Department of Mechanical and Aerospace Engineering and Orthopedics, Morgantown, West Virginia.
- Stolk, J, Verdonschot, N, Huiskes, R, 2001.** Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction. *Journal of Biomechanics* 34, 917-926.
- Stolk, J, Verdonschot, N, Cristofolini, L, Toni, A, Huiskes, R, 2002.** Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests. *Journal of Biomechanics* 35, 499-510.
- Tanner, KE, 1990.** Mechanical assessment of interfaces developed between biomaterials and bone.
- Yetkinler, DN, Litsky, AS, 1998.** Viscoelastic behaviour of acrylic bone cements. *Biomaterials* 19, 1551-1559.

Capítulo VI

6 Conclusões Finais e Futuros Desenvolvimentos

O descolamento da interface e a acumulação de dano no cimento têm um efeito preponderante na laxação asséptica da prótese a curto prazo contudo, a longo prazo, a migração do implante é regulada por outros mecanismos, i.e., fluência nas interfaces cimento-osso e cimento-implante e reabsorção óssea devido à alteração da carga na articulação e ao desgaste da interface. Schultz (2002) refere que a viscoelasticidade do osso trabecular pode diminuir o constrangimento na expansão do manto de cimento ósseo, permitindo, uma maior expansão daquele e aluimento adicional da haste metálica. Não obstante, vários autores têm colocado a hipótese de que o comportamento do cimento ósseo à fluência pode ter efeitos positivos no sucesso da prótese. A migração da prótese, devido à fluência do cimento, pode resultar, em última instância, num encaixe mecânico entre o implante e o cimento ósseo, aumentando a estabilidade do sistema (Lewis, 1997, citando outros autores). Verdonshot e Huiskes (1997) aplicaram a teoria da mecânica de dano contínuo (CDM) na análise progressiva da falência do cimento devido à fadiga tendo previsto que as tensões elevadas registadas no cimento a curto prazo são posteriormente dissipadas. O cimento danificado, sendo menos rígido, facilita um *bypass* de tensões no material adjacente não-danificado diminuindo, consequentemente, os picos de tensão. Katoozian (1993) refere que o comportamento à fluência dos materiais induz uma diminuição das tensões residuais a longo prazo invalidando, consequentemente, a aplicabilidade da fixação da interface cimento-osso. Além disso, as propriedades desta interface estão relacionadas com a percentagem de interdigitação entre o cimento e o osso. Consequentemente, a análise numérica da interface cimento-osso deve ser feita com elementos de interface que permitam uma representação realista da ligação física existente entre os dois materiais.

Os assuntos a aprofundar no âmbito do trabalho realizado são vários, quer a nível experimental quer a nível numérico.

A determinação das propriedades materiais do osso e do cimento deve ser feita, tanto quanto possível, num sistema de prótese de anca cimentada. O desenvolvimento de um modelo experimental representativo do sistema na situação *in vivo* permitirá uma avaliação mais correcta do comportamento dos materiais e da interacção entre eles. Também as condições dinâmicas a que o implante está sujeito durante o ciclo de marcha e outras actividades diárias e a determinação das tensões globais (i.e. existência tensões residuais causadas pela polimerização do cimento) afectam o sistema devendo, portanto, constituir variáveis activas na análise de próteses de anca cimentadas.

O descolamento da interface cimento-implante e a falência da interface implante-osso resulta num aumento das tensões no manto de cimento que estão na região de tensões correspondentes à resistência à fadiga do cimento ósseo. A introdução de elementos de interface permite estudar o comportamento mecânico da interface entre dois materiais diferentes utilizando elementos com espessura suficientemente pequena entre eles. A aplicação de modelos de dano, que consideram os dois modos de fractura (tensão e corte), e que incorporem fenómenos de remodelação óssea surge como uma nova abordagem a seguir no estudo numérico da interface cimento-osso.

A grande limitação da modelação numérica na biomecânica reside na incapacidade de introduzir parâmetros que contabilizem a variabilidade e incerteza associadas ao osso. As análises numéricas são normalmente feitas de um modo determinístico de tal forma que um único valor da resposta do sistema (e.g. tensão máxima do cimento) é comparado com a resistência do material, baseando-se a avaliação do modelo numa decisão de falência ou não-falência. Uma abordagem probabilística, como a realizada por Nicolella (2001) no estudo da componente femoral de uma prótese de anca, permitirá obter resultados mais realistas. Também Pérez et al. (2006) realizaram uma análise probabilística baseada em elementos finitos estocásticos afim de avaliar a probabilidade de falência do cimento ósseo para um determinado número de ciclos. Os parâmetros do modelo (e.g., cargas aplicadas, evolução do dano, propriedades de fadiga dos materiais) foram definidos como variáveis aleatórias do problema. Os autores sugerem que a análise probabilística apresenta uma técnica sistemática para a determinação da influência da variabilidade e incerteza de factores mecânicos com efeitos significativos no desempenho de implantes cimentados.

6.1 Referências

- Katoozian**, H, 1993. Three dimensional design optimization of femoral components of total hip endoprotheses. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Case Western Reserve University.
- Lewis**, G, 1997. Properties of acrylic bone cement: state of the art review. *Journal of Biomedical Materials Research* 38, 155-182.
- Moreo**, P, **Pérez**, MA, **García-Aznar**, JM, **Doblaré**, M, 2006. Modelling the mixed-mode failure of cement-bone interfaces. *Engineering Fracture Mechanics* 73, 1379-1395.
- Nicolella**, DP, 2001. A probabilistic analysis of the cemented femoral component of a total hip replacement. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor in Philosophy, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Case Western Reserve University.
- Peréz**, MA, **Grasa**, J, **García-Aznar**, JM, **Bea**, JA, **Doblaré**, M, 2006. Probabilistic analysis of the influence of the bonding degree of the stem-cement interface in the performance of cemented hip prostheses. *Journal of Biomechanics* 39, 1859-1872.
- Shultz**, TR, 2002. The effects of cortical bone viscoelasticity on the fixation/stability of cemented and cementless femoral implants: a finite element analysis. A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Master in Science in Mechanical Engineering, Department of Mechanical and Aerospace Engineering and Orthopedics, Morgantown, West Virginia.
- Verdonschot**, N, **Huiskes**, R, 1997. The effects of cement-stem debonding in THA on the long-term failure probability of cement. *Journal of Biomechanics* 30, 795-802.